TARCISIO JOSÉ DE ARRUDA PAES JUNIOR

**ESTUDO DAS RESINAS ACRÍLICAS PARA BASES DE
PRÓTESES TOTAIS COM RELAÇÃO À RESISTÊNCIA FLEXURAL
E À QUANTIDADE DE MONÔMERO RESIDUAL SUPERFICIAL**

São Paulo

2005

Tarcisio José de Arruda Paes Junior

**Estudo das resinas acrílicas para bases de
próteses totais com relação à resistência flexural, e
à quantidade de monômero residual superficial**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
da Universidade de São Paulo, para obter o título
de Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em
Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Vyto Kiausinis

São Paulo

2005

FOLHA DE APROVAÇÃO

Paes Junior TJA Estudo das resinas acrílicas para bases de próteses totais com relação à resistência flexural, e à quantidade de monômero residual superficial [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

São Paulo,

Banca Examinadora

1) Prof. Dr.Vyto Kiausinis _____

Titulação: Doutor _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof. Dr.Roberto Nobuaki Yamada _____

Titulação: Doutor _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof. Adj.Estevão Tomomitsu Kimpara _____

Titulação: Livre-Docente _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof. Dr.Henrique Cerveira Netto _____

Titulação: Doutor _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof. Dr. Luiz Carlos Luchini _____

Titulação: Doutor _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Sobretudo a **DEUS PAI**, que ilumina meu caminho, dando-me forças para poder trilhá-lo da forma mais digna e valorosa possível.

A meus pais **Maria de Lourdes e Tarcisio** que não mediram esforços para possibilitarem sempre a melhor formação a seus filhos.

À minha querida esposa **Valéria**, por seu amor, doação, compreensão, carinho e, presença constante em cada momento de nossas vidas.

Aos amados filhos **Raquel e Felipe**, que são as maiores bênçãos concedidas por DEUS, motores que impulsionam minha vida.

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Vyto Kiausinis**, pela orientação sempre clara e objetiva,
que facilitou o desenvolvimento do trabalho.

Mais do que um orientador, hoje sei que ganhei um bom amigo.

Ao **Prof. Dr. Luiz Carlos Luchini**, que disponibilizou seu tempo, conhecimento e
paciência de pesquisador, na condução de boa parte da metodologia
empregada neste trabalho e, que o fez de uma forma tão solícita quanto é
próprio das pessoas de alma generosa.

Ao **Prof. Adj. Estevão Tomomitsu Kimpara**, meu grande amigo, que vem
conduzindo meus passos na carreira universitária e, que tem norteado minha
formação, sendo um exemplo de retidão de caráter e postura profissional.
Procurarei retribuir a confiança em mim depositada nestes anos de convívio,
ao me espelhar em sua dedicação e amor à profissão.

Caro amigo, expresso meus mais sinceros sentimentos em uma simples frase.

Obrigado por tudo!

A todos aqueles que direta ou indiretamente nos ajudaram nesta caminhada, meus mais sinceros agradecimentos.

Ao **Prof.Dr. Ney Soares de Araújo**, Diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Ao **Prof.Dr. João Humberto Antoniazzi**, coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

À **Prof.Dr. Maria Cecília Milluzzi Yamada**, coordenadora do Programa de Pós-Graduação na área de Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Ao **Prof.Dr. Carlos Gil**, Chefe do Departamento de Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

À **Catia Tiezzi do Santos** secretária da seção de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Às secretárias do Departamento de Prótese Dentária da FOU SP, **Sandra, Regina Coraci e Valdinéia**, por toda a sua presteza e atenção.

Ao Técnico de Prótese Dentária **Carlos José da Silva**, pela imprescindível ajuda na confecção dos corpos-de-prova.

À **Prof.Drª Regina Tamaki**, pela atenção dispensada no transcorrer do curso e, especialmente durante o projeto PAE.

Ao **Prof.Dr. Gerson de Arruda Corrêa**, por obter materiais para a pesquisa.

Ao **Prof.Dr. Roberto Nobuaki Yamada**, que determinou importantes sugestões.

A todos os **Professores do Departamento de Prótese Dentária da FOU SP**, que se empenharam na minha formação durante o curso.

Ao **Prof.Dr. Henrique Cerveira Netto** pela sincera amizade e, pelo dia em que me reservou a honra de ser um de seus aprendizes de feitiçaria.

Ao **Prof.Dr. Emílio Carlos Zanatta**, amigo e incentivador em todas as horas.

Ao **Prof. Dr. Paulo Isaías Seraidarian**, por participar de momentos importantes de minha formação profissional.

Ao **Prof.Dr. Walter Niccoli Filho**, pelo apoio incondicional de sempre.

Ao **Prof. Renato Morales Jóias**, por colaborar na elaboração de materiais para a execução da etapa experimental.

À **Miriam Fusae Suzuki**, pela ajuda na aquisição de produtos farmacêuticos.

Ao **Laboratório de Ecologia de Agroquímicos do Instituto Biológico do Estado de São Paulo**, na pessoa do Prof.Dr. Luiz Carlos Luchini, por propiciar recursos técnicos para a execução dos testes laboratoriais.

Aos técnicos **Antonio Carlos Lascala e Silvio Peixoto Soares** do Departamento de Materiais Dentários da FOU SP, pelo inestimável auxílio nos testes mecânicos.

Ao **Prof. Dr. Antonio Muench**, que fez valer de sua grande experiência como pesquisador, dando importantes sugestões para o enriquecimento do trabalho.

Ao **Prof.Dr. Leonardo Eloy Rodriguez Filho**, Chefe do Departamento de Materiais Dentários da FOU SP, por disponibilizar equipamentos para a pesquisa.

Aos **Professores da Disciplina de Prótese Total do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos-UNESP**, por serem solícitos suprimindo minhas ausências.

À **Andressa Ferreira de Aguiar** pela importante ajuda na etapa experimental.

A meus irmãos **Ana Maria e Paulo César** e aos meus cunhados e cunhadas, exemplos de dedicação, perseverança e amor à vida.

A **Carlos Aurélio Pezzotta**, pelo auxílio na conversão do texto à língua inglesa.

Ao meu sogro **Carlos** e à minha sogra **Nicia**, pelo apoio e carinho constantes.

A empresa **Dentsply Ind.Com.Ltda**, por ceder materiais para o trabalho.

À empresa **VIPI Dental** pela disponibilização de materiais para a pesquisa.

À **Suarez Import**, que viabilizou a doação de produtos da empresa **GC América** empregados no trabalho.

Aos professores **Elcio M. Mendes, Renata Faria e Wagner F. do Nascimento**, amigos e companheiros de Disciplina na Faculdade de Odontologia da UNIMES.

À **Viviane Cristina da Costa e Silva** pela amizade e, por nos auxiliar em importantes momentos durante o curso.

Aos colegas que conviveram conosco nesta jornada, **Andréia, Ana Patrícia, Flávio, Marina, Max, Murilo, Tatiana e Vanessa**.

Ao **Prof.Dr. Alexandre Borges**, meu novo colega e amigo, junto à Disciplina de Prótese Total da FOSJC-UNESP.

A **Guilherme Saavedra**, pela amizade e ajuda incondicional em vários instantes.

Ao **Prof. Rander Pereira Avelar**, pela inestimável ajuda na análise estatística.

Ao Serviço de Documentação Odontológica da FOU SP, na pessoa da bibliotecária **Vânia Martins Bueno O. Funaro**, pela revisão do trabalho.

Paes Junior TJA Estudo das resinas acrílicas para bases de próteses totais com relação à resistência flexural e à quantidade de monômero residual superficial [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi o de avaliar a resistência à flexão e a quantidade de monômero residual superficial em resinas acrílicas para bases de próteses totais. Para tanto foram confeccionados corpos-de-prova nas dimensões de 2.5mm x 10mm x 65mm, utilizados em ambas as análises. Padronizou-se o processo de inclusão no qual foram empregadas muflas plásticas reforçadas por fibras de vidro. Sete grupos foram constituídos, de acordo com o tipo de processamento empregado na polimerização das resinas: Ac (Acron-MC) e Vw (Vipi-Wave) de ativação por energia de microondas; Lt (Lucitone 550 – grupo controle) e Vc (Vipi-Cril), resinas de ativação térmica convencional em banho de água aquecida no ciclo longo; Qc (QC-20), uma resina de ativação térmica em ciclo rápido e, dois grupos cuja resina era a mesma de ativação química (Vipi-Flash), processada em duas condições - à temperatura ambiente (Vf1) e, por aquecimento adicional em banho de água (Vf2). Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significantes, onde o grupo Ac obteve as maiores médias para resistência flexural e os menores níveis de monômero liberado em relação às demais resinas. Os grupos Qc e Vf1 evidenciaram os piores resultados para ambos os testes, e a princípio, pareceu haver uma relação de causa e efeito entre, os elevados níveis de monômero residual encontrado nestes grupos, e a baixa resistência flexural observada. Verificou-se ainda que a imersão em água aquecida por 30min, da resina de ativação química, propiciou um ganho em qualidade do material para as características avaliadas.

Palavras-chave: resina acrílica, resistência flexural, monômero residual, prótese total

Paes Junior TJA Study of acrylic resin for complete denture considering flexural strength and quantity of superficial residual monomer [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

ABSTRACT

The purpose of this work was the evaluation of flexural strength and quantity of superficial residual monomer in acrylic resin for complete denture. To perform both analyses it was developed specimens with a dimension of 2.5mm x 10mm x 65mm. The inclusion process was standardized by the use of plastic flasks reinforced with fiberglass. Seven groups were constituted in accordance with the type of resin polymerization process: Ac (Acron-MC) and Vw (Vipi-Wave) activated by microwave energy; Lt (Lucitone 550 – control group) and Vc (Vipi-Cril), conventional water bath curing cycles of heat activated acrylic resin; Qc (QC-20), fast cycle thermal activation; and two groups of self cured resin (Vipi-Flash), processed in two distinguished conditions: ambient temperature (Vf1) and additional heating in water bath (Vf2). The results have shown statistical significant differences. The Ac group had the highest mean to flexural resistance and the least level of released monomer in comparison with others resins. The Qc and Vf1 groups had the worst results for both tests. The initial conclusions showed a cause-effect relation between higher levels of residual monomer and lower flexural strength to this group. Additionally, it was verified that the immersion for 30 minutes of self cured resin in heated water gave an improvement of material quality to evaluated characteristics.

Key-words: acrylic resin, residual monomer, flexural strenght, complete denture

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DA LITERATURA	17
3 PROPOSIÇÃO	63
4 MATERIAL e MÉTODOS	64
4.1 Da confecção dos corpos-de-prova.....	64
4.1.1 Fase de Inclusão	65
4.1.2 Das resinas acrílicas	69
4.1.3 Fases de prensagem e polimerização	70
4.1.4 Fase de acabamento	74
4.2 Análise da resistência à flexão.....	77
4.3 Análise do monômero residual superficial	78
4.4 Da análise estatística	85
5 RESULTADOS	86
5.1 Resistência flexural	86
5.2 Quantidade de monômero residual superficial.....	89
6 DISCUSSÃO	92
6.1 Da resistência à flexão.....	92
6.2 Da análise do monômero residual.....	101
6.3 Considerações finais	105
7 CONCLUSÕES.....	107
REFERÊNCIAS.....	108
APÊNDICES	117

1 INTRODUÇÃO

No campo da odontologia restauradora, particularmente a especialidade da prótese dentária que se propõe a repor artificialmente todos os dentes ausentes e parte do rebordo alveolar, de um ou de ambos os arcos, por um aparelho removível - a denominada prótese total, é a que tem uma das mais difíceis tarefas, a de restabelecer função mastigatória, dar suporte aos tecidos orais, promover satisfatório resultado estético e fonético e ainda, deve contribuir para a preservação dos tecidos de suporte.

Neste sentido durante décadas, os profissionais procuraram trabalhar com os mais diversos materiais que propiciassem características adequadas ao aparelho protético.

Quando se verificam os dados históricos no que concerne à confecção de próteses totais, a literatura se reporta aos idos de 1850, época em que um material vulcanizado que formava uma borracha de consistência dura era utilizado para bases de próteses em associação a dentes de porcelana. Entretanto, com o passar do tempo, verificou-se que havia uma série de desvantagens no emprego deste material onde, destacavam-se cor, sabor e odor desagradáveis.

Estas implicações levaram os cientistas a buscarem o desenvolvimento de novos materiais. Após algumas décadas, em 1924, surgiu uma resina a base de fenol formaldeído e, que recebeu o nome de baquelite. Este material foi então utilizado na confecção de próteses totais por um número expressivo de profissionais, porém, a falta de uniformidade e as freqüentes alterações na cor e em sua resistência, eram pontos desfavoráveis (PEYTON, 1975).

Entre 1937 e 1940 o progresso tecnológico incluiu os achados de Walter Wright, quanto à aplicação de resinas a base de polimetilmetacrilato, a denominada resina acrílica, que apareceu como uma excelente alternativa não somente na confecção de trabalhos protéticos, mas também para uso em outras áreas. A sua larga aplicabilidade fez com que, fosse ainda hoje o material de eleição na prática clínica, notadamente para confecção de próteses parciais e totais removíveis e tudo indica que assim o será por muito tempo ainda.

Concomitantemente à sua grande utilização, vieram as pesquisas que procuraram elucidar as mais freqüentes dúvidas em torno de suas propriedades. Especificações sobre suas características foram estabelecidas pela Associação Dental Americana, que incluíram parâmetros para: estabilidade dimensional, solubilidade, grau de dureza, resistência à flexão, dentre outros (PEYTON, 1975).

A sua versatilidade deve-se a características como: biocompatibilidade, ausência de sabor e odor, propriedades térmicas satisfatórias, estabilidade dimensional, boa capacidade de polimento, aparência natural (estética) e, simplicidade de técnica (ANUSAVICE 1996; CRAIG 1997).

No início, por falta de estabelecimento de critérios, especialmente durante os ciclos de polimerização, as peças protéticas apresentavam invariavelmente alterações dimensionais, porosidades, além de liberação de quantidades de monômero residual acima dos níveis máximos permitidos (WOELFEL, 1977).

A resina acrílica utilizada rotineiramente para bases de próteses totais é na realidade um polímero, que se origina a partir da adição de um líquido (monômero), ao pó (polímero), de modo que este processo não altera a composição química do material durante a sua polimerização, que pode ser desencadeada ou iniciada por calor, luz ou agentes químicos (ANUSAVICE, 1996; CRAIG, 1997; TAMAKI, 1988).

Na confecção de próteses totais convencionalmente utiliza-se a resina acrílica de ativada termicamente (RAAT). Neste caso, o agente de calor necessário para desencadear o processo de polimerização, advém de aquecimento do material em água, por calor seco e ainda, através de energia de microondas. Justifica-se a larga indicação da RAAT, sobretudo por sua maior estabilidade de cor e, por determinar menor quantidade de monômero residual em relação às resinas acrílicas de ativação química (RAAQ) (ANUSAVICE, 1996).

O monômero residual, ou seja, aquele não convertido durante a fase de polimerização da resina, segundo autores como Austin e Basker (1980), pode acarretar danos teciduais. No tocante às propriedades mecânicas do material, as possíveis alterações decorrentes deste fato seriam: a diminuição nos valores de dureza e de resistência flexural (JAGGER et al., 2002; RUYTER; SVENDSEN, 1980).

Segundo a padronização internacional, o conteúdo de monômero residual não deveria exceder a 2,2% para resinas de ativação térmica e, 4,5% para as ativadas quimicamente (YILMAZ et al., 2003).

Craig (1997) verificou que os fatores tempo e temperatura são fundamentais na redução dos níveis de monômero residual destacando, o aspecto de promover-se ao final do ciclo de polimerização, o aquecimento à temperatura de 100°C, manobra que reduziria sobremaneira estes níveis.

Um aspecto de relevante importância a ser focado em um material como a resina acrílica é a propriedade mecânica de resistência à flexão, que esta relacionada diretamente a resistência do material diante de ocorrências como, fraturas por queda do aparelho ou, por fadiga do material durante o uso. Autores

como Darbar, Huggett e Harrison (1994) enfatizaram que, por vezes, o profissional se depara com dificuldades em solucionar este tipo de problema.

Desta maneira, observa-se que a resistência flexural do material polimerizado deve estar dentro de valores compatíveis com os padrões estabelecidos nas normas, sendo este um fator preponderante na promoção da longevidade do aparelho protético, desde que evidentemente sejam respeitados aspectos inerentes à confecção das próteses como, adequação no dimensionamento da espessura da base, estabelecimento de equilíbrio da oclusão, e fidelidade de adaptação aos tecidos de sustentação.

Como citado anteriormente, um método usual e consagrado de polimerização das resinas acrílicas de ativação térmica é o banho em água aquecida. Anusavice (1996) destacou aquele onde se faz a imersão da mufla em água a 74°C por oito horas ou mais (ciclo longo) ou 74°C por duas horas, aumento até 100°C e, manutenção por uma hora (ciclo rápido). O autor atentou para o fato de que é fundamental que a temperatura não ultrapasse 100,8°C, correspondente ao ponto de ebulição do monômero, o que resulta freqüentemente em porosidades no material polimerizado.

Cerveira Netto (1996) ponderou que por descuido, pressa, falta de rigor ou de entendimento dos processos químicos que envolvem a polimerização das resinas acrílicas, compromete-se por vezes a qualidade do trabalho final.

Atualmente, tanto o odontólogo como o técnico de prótese dentária, ainda se deparam com alguns problemas inerentes ao processo de polimerização e, que têm influência no resultado clínico. Estes têm sido minimizados gradativamente, porém, verifica-se ainda hoje a necessidade de pesquisas com estes materiais, a fim de estabelecerem-se parâmetros que minimizem estes efeitos indesejáveis.

As investigações têm buscado melhorar o desempenho do material em aspectos como: presença de monômero residual e, resistência flexural, abordando-se os métodos de polimerização e as variações na composição do material (CORRÊA, 1994; DEL BEL CURY; RODRIGUEZ JUNIOR; PANZERI, 1994; HAYDEN, 1986; KIMPARA, 2001).

Dentre as alternativas no processo de polimerização das resinas acrílicas desenvolveu-se a utilização da energia de microondas, introduzida por Nishii (1968), que propicia algumas vantagens em relação ao método de polimerização convencional, onde se destacam os aspectos: polimerização adequada, aliada a rapidez e à limpeza no processamento (DE CLERCK, 1987; REITZ; SANDERS; LEVIN, 1985).

No entanto, nota-se ainda uma certa resistência no que se refere a uso rotineiro desta técnica, sendo os questionamentos focados principalmente, no referente ao seu protocolo de utilização, onde os ciclos de polimerização variam conforme o fabricante da resina, este aspecto pode gerar incertezas aos profissionais quanto à boa qualidade do produto final, contrapondo-se ao que se verifica na polimerização das resinas de modo convencional em água aquecida, que têm seu uso e ciclos de polimerização bem estabelecidos.

Neste sentido, várias pesquisas têm focado características como resistência à flexão, dureza, porosidade, alteração dimensional e, presença de monômero residual, na utilização da energia de microondas para polimerização de resinas acrílicas (ARIOLLI FILHO; DOMITTI; CONSANI, 1999; BARTOLONI et al., 2000; BLAGOJEVIC; MURPHY, 1999; KIMPARA, 2001; LEE; LAI; HSU, 2002; PAES JUNIOR; MARCHINI; KIMPARA, 1999; VALLITU, 1996).

Trabalhos em torno deste tema têm buscado o entendimento dos processos que envolvem a manipulação do material, concomitantemente à análise dos métodos e dos ciclos de polimerização.

Assim, acredita-se ser importante realizarem-se novos estudos, que abordem o comportamento das resinas acrílicas para bases de próteses totais, ao enfocarem aspectos como resistência à flexão e quantidade de monômero residual e relacioná-los aos diversos métodos de polimerização das resinas acrílicas comercialmente em uso e a influência da variação destes métodos nas características supra citadas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo foram compilados os dados da literatura concernentes às propriedades das resinas acrílicas, para as diversas alternativas de processamento e, aos efeitos destas variações sobre o material polimerizado. Os aspectos de resistência flexural e de liberação de monômero residual, que são o enfoque principal de nosso estudo, foram relacionados juntamente a outros fatores analisados nesta resenha, onde se manteve a ordem cronológica sem que se determinasse uma subdivisão da revisão para os itens de interesse.

Sweeney (1939) realizou um dos primeiros estudos que analisou as características das resinas acrílicas utilizadas na confecção de bases de próteses totais. Em razão do pouco conhecimento que se tinha a respeito deste material, o autor comparou-a com os materiais rotineiramente utilizados na época. Dentre as propriedades físicas analisadas, destacaram-se os testes de resistência transversa, dureza, alteração dimensional, porosidade e, em todas estas características a resina acrílica se mostrou semelhante a materiais como vulcanite, sendo ainda superior a este no referente à praticidade da fase laboratorial, além disso, o autor ressaltou a evidente melhora no resultado estético proporcionado por sua cor e translucência, reforçando sua indicação na prática clínica.

Em um outro estudo clássico que relacionou as características das resinas acrílicas para uso odontológico, Taylor (1941), relatou a maneira como se determina a formação da cadeia polimérica onde, o etileno cujo radical seria uma molécula de ácido acrílico é incorporado a um grupamento metila e neste, obtém-se o ácido metilacrílico, que tem como éster, o metacrilato. A polimerização é catalisada por

agentes oxidantes como o peróxido de hidrogênio ou peróxido de benzoíla e, inibida por desoxidantes como a hidroquinona e o pirogalol. O autor citou alguns pontos importantes a serem respeitados na etapa laboratorial tais como: compressão de material suficiente no ato da prensagem, na fase plástica, sendo esta prensagem determinada de forma lenta e gradual e, controle rigoroso da temperatura, sobretudo para os casos onde há maior espessura do material, a fim de minimizar efeitos indesejáveis, como presença de porosidades.

Caul e Schoonover (1949) avaliaram um método de quantificação da polimerização de resinas acrílicas e ressaltaram o fato de que, os baixos valores de resistência flexural encontrados nos corpos-de-prova (cp) polimerizados em ciclos de 75°C por 2h e 30 min, decorreram de uma polimerização incompleta, se comparados aos maiores valores desta propriedade, quando utilizados ciclos de 100°C por 45min. Os autores consideraram que a temperatura da massa de resina durante a polimerização nas regiões mais espessas, atinge cerca de 140°C, enquanto que nas mais finas (como em áreas do palato), a temperatura diminui para 110°C. Nas áreas onde esta temperatura é menor, haveria conseqüente menor grau de polimerização, sendo o inverso também verdadeiro.

Harman (1949) avaliou os efeitos da variação do tempo e da temperatura de polimerização, nas propriedades das resinas acrílicas. Um dos pontos verificados na pesquisa mostrou, por testes de resistência transversa, que ciclos de polimerização em banho de água aquecida de 2h e 30min a 71°C, não eram suficientes para polimerizar efetivamente corpos-de-prova de 3mm ou menos de espessura. O autor concluiu que o grau de polimerização é função da relação tempo/temperatura nas áreas internas da resina.

Fisher (1956) ponderou, após realizar avaliações clínicas em pacientes usuários de próteses totais, que o metilmetacrilato poderia ser um indutor de reações alérgicas, que surgiriam na forma de eczemas na pele e ou mucosa oral e, que a intensidade desta reação seria dependente do grau de polimerização da resina. O autor considerou as de ativação química como sendo as de maior potencial para desencadeamento das reações alérgicas, embora muitas vezes, o que poderia parecer uma alteração oriunda de irritação pelo agente químico, na verdade, expressou-se como um efeito não específico advindo da pressão exercida pela prótese sobre os tecidos.

Smith e Bains (1956) salientaram a importância da determinação do monômero residual presente em bases de próteses totais e estudaram métodos de quantificação deste. Para os autores, a presença deste monômero decorre de uma polimerização incompleta e, que possíveis danos a mucosa devem ser relacionados à quantidade liberada na saliva. Dentre os experimentos desenvolvidos, realizou-se análise qualitativa do monômero liberado, onde verificaram que o ciclo de polimerização influenciou no tempo necessário para a completa eliminação do monômero. Ciclos onde houve o aquecimento da água até o seu ponto de ebulição e permanência neste por um período de até uma hora, foram os que mais rapidamente tiveram a conversão efetiva do monômero. Enfatizaram ainda a possível correlação entre a maior quantidade de monômero livre presente no material polimerizado, com a diminuição da resistência deste. Os autores salientaram que há dois tipos de monômeros residuais: o que é liberado na superfície do material polimerizado, e o que permanece intrínseco neste. O monômero residual superficial seria eliminado no meio bucal em cerca de 12 horas, para resinas de ativação térmica e, em 36 horas para as quimicamente ativadas.

Nyquist (1964) versou a respeito da diferenciação entre processos alérgicos e irritação, no que tange ao efeito promovido pelo metilmetacrilato. Para o autor, o monômero liberado na superfície da resina polimerizada, pode ser um agente de alto poder irritativo para a mucosa oral, resultando em queimações, eritemas e hiperqueratoses. Estas manifestações irritativas, na maioria dos casos, tende a diminuir em pouco tempo na proporção em que o monômero residual é eliminado. Procedimentos como imersão da prótese em água por algumas horas antes de sua instalação, minimizaria em muito estes efeitos. Para o autor, as reações alérgicas podem se confundir com manifestações meramente irritativas, nestes casos atenção especial deve ser dada na diferenciação destas.

Bartolotta (1966) ilustrou com um caso clínico, uma manifestação irritativa da mucosa oral do tipo liquenóide, de um indivíduo que havia recém instalado novas próteses totais. Este autor considerou que a causa da irritação foi o monômero residual contido na base da prótese, no entanto, salientou que para que ocorra esta irritação, outros fatores devem atuar desfavoravelmente como por exemplo, uma predisposição alérgica do indivíduo.

No que tange aos processos de polimerização, Nishii (1968) realizou um dos primeiros estudos sobre a utilização da energia de microondas na polimerização de resinas acrílicas. Em sua pesquisa, uma resina de ativação térmica convencional, foi polimerizada em um forno de microondas projetado especificamente para a pesquisa. Notou o autor que alguns aspectos são de particular importância tais como: o controle da frequência e da potência da energia emitida do forno, além disso, outros fatores como o uso de muflas plásticas perfuradas e, a adição de água no interior do forno durante o ciclo de polimerização, auxiliariam no controle da temperatura, isto possibilitaria a diminuição da ocorrência de porosidades.

Realizaram-se testes mecânicos de dureza, alteração dimensional, sorção de água e, de resistência flexural sendo que este último mostrou valores similares aos obtidos no processamento convencional em banho de água aquecida. Os resultados demonstraram ainda que as propriedades mecânicas são incrementadas, na medida em que se aumentou a potência do forno e ou, o tempo de polimerização.

Beech (1974) estudou as condições de polimerização de resinas acrílicas quanto à distribuição do peso molecular e quantidade de monômero residual e, quais as implicações nas propriedades físicas do material. Os testes realizados relativos ao peso molecular, não evidenciaram uma correlação direta entre este fator, e as alterações nas propriedades da resina, no entanto, no referente à quantidade de monômero residual, atribuiu-se a sua elevada taxa, presente invariavelmente em resinas acrílicas de ativação química, à diminuição marcante nos valores de resistência flexural, decorrente do papel de plasticizador do monômero na massa de resina polimerizada. No estudo, verificou-se ainda que na aplicação de um ciclo de polimerização longo (70°C por 14h), houve um alto grau de conversão do monômero independente da espessura do corpo-de-prova. Concluiu que para resinas de ativação térmica o peso molecular segundo o ciclo de polimerização utilizado, não afetou as propriedades do material.

Peyton e Craig (1974) observaram quanto ao peso molecular da resina acrílica que o seu aumento esta diretamente relacionado a um maior grau de polimerização, e à sua maior sua rigidez. Ressaltaram ainda que, o tipo de estrutura espacial dos polímeros afeta em sua possibilidade de deformação permanente e, que no geral, aqueles de ligação cruzada se deformam a temperaturas superiores que as encontradas em polímeros lineares, além do que, isto os torna menos absorventes de líquidos. Com relação às propriedades deste material os autores

discutiram o aspecto do limite de proporcionalidade onde, o seu valor, haja vista o tipo de aparelho a ser confeccionado, deve ser tal que não permita deformações permanentes da peça durante o ato mastigatório, fato que resultaria em perda de retenção e ou destacamento dos dentes artificiais de suas áreas de assentamento. Enfatizaram ainda a importância do controle da temperatura no processo de polimerização, pois como se trata de um material que gera reação exotérmica e, que esta se agrega à quantidade de calor utilizada para alcançar-se a temperatura de polimerização, o seu descontrole pode ocasionar a ocorrência de porosidades. No referente ao monômero residual, os autores salientaram que durante o processo de polimerização, a quantidade deste diminui primeiro de modo rápido e, depois mais lentamente assim, quanto maior for o tempo utilizado no ciclo de polimerização, maior será o percentual de monômero residual encontrado.

McCabe e Basker (1976) determinaram o percentual de monômero residual em resinas acrílicas, por análise em cromatografia à gás. Para tanto, foi testada uma resina acrílica de ativação térmica (Stellon), polimerizada nos seguintes ciclos: A- calor seco por 7h a 70°C seguido de 3h a 100°C; B- calor úmido no mesmo ciclo anteriormente citado; C- ciclo rápido e calor úmido por 20min na água em ebulição, seguido de reaquecimento até tornar a ebulir por mais 20min; D- 20min na água em ebulição; E- uma resina de ativação química (De Trey Self Cure). Os resultados mostraram que o ciclo longo em banho de água aquecida foi o que possibilitou menores níveis de monômero residual, sendo cerca de quatro vezes menor, que o pior resultado ocorrido na resina de ativação química. Os autores enfatizaram ainda a importância da avaliação dos níveis de monômero residual independentemente do tipo de ativação que se deseja utilizar na polimerização da resina acrílica, por serem potenciais agentes alérgicos ou irritativos da cavidade oral.

Para Woelfel (1977) as resinas acrílicas quimicamente ativadas, comparativamente as similares polimerizadas por ação de temperatura, não apresentam maiores vantagens a não ser pelo seu reduzido tempo de trabalho e, pela sua discreta maior estabilidade dimensional. Esta possui uma solubilidade maior em água do que as resinas de ativação térmica, isto explica o fato de a liberação de monômero residual ser alta. Outras características importantes são: a menor rigidez, menor resistência e, os valores de monômero residual inicialmente mais elevados. Com relação a fraturas sofridas pelas resinas acrílicas, fatores causais relatados pelo autor seriam: a deficiência na espessura das bases; processamento incorreto (falta de polimerização), incorreção no relacionamento oclusal, acidentes durante a higienização, dentre outros. O autor salientou ainda alguns cuidados durante a fase de processamento da resina para possibilitar uma adequada polimerização, citando-se uma verificação criteriosa da relação polímero/monômero (usualmente de 3:1), a pressão graduada e contínua de prensagem, a utilização de ciclos de polimerização adequados como o de 74°C por 9 horas ou, de uma hora e trinta minutos a 74°C seguidos trinta minutos na água em ebulição. Já a colocação da prótese em água durante algumas horas propiciaria a eliminação do monômero residual potencialmente danoso.

Giunta, Grauer e Zablotsky (1979) enfocaram o aspecto de reações alérgicas ocorridas em um paciente que recebeu próteses provisórias em resina de ativação química. A reação irritativa caracterizou-se por inflamação da gengiva marginal, como tratamento além do uso de medicamentos submeteu-se as próteses a uma à imersão em água aquecida (20°C) e, na panela de pressão, com a intenção de remover o monômero não polimerizado.

Faraj e Ellis (1979) ressaltaram que a porosidade em resinas acrílicas ocorre como resultado de uma excessiva elevação da exotermia durante o ciclo de polimerização e, que este fator depende de aspectos como: relação pó/líquido, tamanho e geometria dos cp e condutividade térmica do molde (relacionado à transferência de calor para a massa de resina). Por entenderem que a graduação de temperatura é um ponto fundamental a ser investigado, os autores mensuraram o seu gradiente nas resinas acrílicas de ativação química e térmica respectivamente. Ocorreram porosidades quando polimerizadas em ciclos de 100°C, fato que não se repetiu para ciclos de 70°C. A fim de avaliar a temperatura foram adaptados termopares no interior da mufla, posicionados no gesso de inclusão e, na massa de resina. A pesquisa comprovou que para resinas de ativação química, o máximo de temperatura alcançada foi de 37°C após 65min sendo que após 3 horas igualaram-se as temperaturas interna e externa. Quanto à resina de ativação térmica no ciclo de 70°C, o baixo grau de transferência de calor resultou em um pico de exotermia da ordem de 72°C após 195min, quando da polimerização em forno seco. Variou-se este gradiente para 88°C em 95min nos ciclos em banho de água aquecida, ao ocorrer o pico, esta temperatura igualou-se àquela da água após 2 horas. Consideraram na pesquisa que, para evitar-se as porosidades deve-se aumentar a pressão e controlar a temperatura inicial de processamento. Após a conversão de grande parte do monômero, esta temperatura poderá ser elevada minimizando-se os riscos de ocorrência de bolhas, isto implicaria em conseqüente queda nos níveis de monômero residual.

Ruyter e Svendsen (1980), compararam as propriedades mecânicas de três grupos de resinas acrílicas para bases de dentaduras que variaram segundo a quantidade e tipo dos agentes de ligação cruzada, presentes em cada marca

comercial. Realizaram teste de flexão transversa, verificaram a influência da temperatura, dos agentes de ligação cruzada, da temperatura de transição vítrea, do peso molecular do pó (PMMA), e do meio ambiente, no resultado do polímero final. Manufaturaram cp em cada tipo de resina utilizada onde variaram-se as condições do ambiente, com controle de temperatura e umidade. Em relação ao teste de resistência à flexão, as menores diferenças foram notadas entre as resinas após a imersão desta à temperatura de 23°C. Apenas as RAAT fraturaram quando testadas sob temperatura de 50°C. As propriedades mecânicas do produto final dependeram mais da matriz, do que das características do polímero. Verificou-se ainda que o aumento da resistência também esteve relacionado ao aumento do peso molecular, no entanto, a maioria das resinas apresentou peso molecular dentro de valores aceitáveis. As RAAT mostraram os melhores valores para resistência à flexão, já para as RAAQ houve maiores diferenças explicadas pela alteração na composição do monômero e no tipo de agente de ligação cruzada. Concluíram que as resinas RAAT tiveram comportamentos semelhantes quanto à resistência flexural, enquanto que as RAAQ mostraram valores mais baixos, provavelmente devido à maior variação na quantidade de grupos metacrilato não convertidos em polímero.

Austin e Basker (1980), enfatizaram a importância de se mensurarem os níveis de monômero residual em resinas acrílicas para bases de próteses totais. Justificaram pelo fato deste poder propiciar danos a fibromucosa sendo um agente de irritação. Descreveram em seu estudo um método para análise de monômero residual, onde utilizou-se a análise por cromatografia a gás líquido (GCL). No experimento, confeccionaram corpos-de-prova em uma resina acrílica termopolimerizável (Trevalon - De Trey). Teve-se como variáveis a sua espessura, o ciclo de polimerização (curto ou longo) e o tipo de armazenagem (seco ou úmida).

Utilizou-se, ainda, uma outra resina acrílica (Perpex ICI Ltda) que possuía na sua composição, aproximadamente 2% de agente de ligação cruzada. Os resultados da pesquisa mostraram que os valores de monômero residual em relação ao tamanho das amostras variaram segundo tempo de extração. A velocidade em que se removeram as partículas dos cp para amostras, não influenciou na quantidade de monômero extraído para ambas as resinas estudadas. Em outro segmento da pesquisa inferiu-se a influência do ciclo de polimerização na quantidade de monômero residual. Os resultados mostraram que os ciclos longos (7h a 75°C adicionados por 3h a 100°C) determinaram níveis de monômero residual da ordem de 0,29%. Já o ciclo rápido proposto (imersão em água em ebulição, perda de cabr por 20min e nova ebulição por mais 10 min), resultou em um aumento nos níveis de monômero residual em cerca de sete vezes.

Fernström e Öquist (1980) desenvolveram pesquisa que versou sobre o potencial alergênico das resinas acrílicas, mais especificamente do metilmetacrilato e, atentaram para o fato de que somente a superfície da prótese total superior que fica em contato com o palato duro e, a crista alveolar, foram áreas susceptíveis à alergias. As demais áreas dos tecidos que contatam com a prótese não apresentaram respostas alérgicas. Concluíram que a resina acrílica seria um fator não homogêneo de desencadeamento deste tipo de reação do organismo.

Stafford et al. (1980) avaliaram propriedades físicas e mecânicas das resinas para bases de próteses totais. Foram testadas resinas convencionais e de alto impacto, ambas de ativação térmica, uma resina de ativação química, uma de rápida polimerização termoativada e outra do tipo injetável. Na análise das propriedades físicas, verificou-se que o peso molecular da resina de alto impacto (Trevalon) e, a de polimerização rápida (Acron Rapid) apresentaram valores muito maiores do que

as demais, fato que contribuiria para a menor embebição do monômero dentro do componente pó; isto reduziria o efeito gel facilitando a formação das cadeias bimoleculares. Quanto aos testes mecânicos, os grupos apresentaram valores com insignificante diferença estatística, embora a resina de ativação química apresentasse os valores mais baixos. A maior quantidade de monômero residual (acima de 4%), encontrado na resina de ativação química, segundo os autores contribuiria para o efeito plasticizante do material deixando-o mais flexível. Resinas de ativação térmica, polimerizadas à temperatura de 70°C, liberaram 1,5% de monômero residual, esta menor quantidade ocorreu devido a diferenças na quantidade de peróxido de benzoíla que afetou diretamente o grau de polimerização.

No estudo de Ruyter e Oysaед (1982), investigou-se a quantidade de monômero residual, a fração gel e, a quantidade de agente de ligação cruzada (dimetacrilato) reagida individualmente, em resinas para bases de próteses totais ativadas química e termicamente, e uma do tipo resina fluida. O monômero residual foi determinado pelo método de cromatografia a gás (HPLC) e, como resultado, teve-se que a RAAT mostrou os menores índices deste. A fração gel deste tipo de resina foi maior do que a quantidade de monômero reagido e, dependeu de quantidade de agentes de ligação cruzada. Concluíram que o conteúdo de monômero residual no material polimerizado diminuiu com o aumento do processo de temperatura e, que o conteúdo de fração gel depende da quantidade de agentes de ligação cruzada no monômero (líquido). Ponderou-se ainda que, ao estabelecer-se o calor aplicado durante a polimerização de uma resina, acima da temperatura de transição vítrea, o monômero tem melhor habilidade de polimerizar, pois as cadeias moleculares são maiores e a mobilização do metilmetacrilato ocorre de modo mais efetivo.

Lamb, Ellis e Priestley (1983) buscaram elucidar alguns aspectos relativos à presença de monômero residual em resinas acrílicas de ativação química. Utilizou-se no estudo a resina Simplex Rapid e, monitoraram os níveis de monômero residual por 40 dias após a polimerização. Foram determinadas variáveis como relação pó/líquido e, alteração na temperatura. Estas análises permitiram a visualização de uma notória diferença nas concentrações de monômero dentro das variáveis propostas. Níveis muito maiores foram encontrados logo após a polimerização à temperatura de 22°C, quando comparados aos encontrados em polimerização em temperatura de 55°C. No entanto, houve uma drástica diminuição destes níveis para a primeira situação, após 2 e 3 dias de armazenamento. Quanto à temperatura de armazenamento verificou-se que as moléculas de monômero se difundiram de forma mais efetiva, havendo uma diminuição dos níveis de monômero a valores quase indetectáveis, quando os cp foram armazenados em água a 37°C por 25 dias, para aqueles polimerizados a 22°C e, em 6 dias se estocados a 50°C. Concluiu-se que a presença de radicais livres em resinas de ativação química após a sua polimerização inicial, seria a principal responsável pela redução das concentrações de monômero como passar do tempo. Enfatizaram ainda que para diminuir-se a presença de monômero residual, faz-se importante aumentar a relação pó/líquido, iniciar a polimerização a baixas temperaturas e, armazenar-se o cp a temperaturas maiores.

Winkler (1984) ressaltou que, comparativamente as resinas polimerizadas por ativação química (RAAQ) possuem algumas diferenças em suas características finais em relação àquelas polimerizadas por ativação térmica (RAAT), dentre estas destacam-se uma evidente diminuição da resistência flexural nas RAAQ. Destacou como ponto fundamental de diferenciação entre as resinas, o método de polimerização e o fato das RAAQ necessitarem de agente químico (amina terciária)

para desencadear o processo de polimerização à temperatura ambiente, este ativador, no entanto promove a longo prazo oxidação da resina polimerizada, o que causa alteração de cor. Um dos maiores problemas ressaltados pelo autor, observado nas RAAQ é o da baixa taxa de conversão do monômero em polímero, quando comparada à RAAT. Isto resulta em alta taxa de monômero residual, e ressalta a sua influência sobre as propriedades mecânicas do material polimerizado, como a resistência transversa que, na melhor das hipóteses é para as RAAQ, 80% daquela encontrada nas RAAT.

Devlin (1984) enfocou a importância de se promover um criterioso protocolo no manuseamento do monômero (líquido), a fim de se evitar os efeitos potencialmente irritativos. O autor reportou a Conferência Americana das Indústrias Higienistas Governamentais que sugeriu o valor de 100ppm (410mg/m^3) como limite tolerável para o metilmetacrilato e, que este limite pode ser alcançado facilmente pelo simples fato de se deixar o vidro que contém o monômero destampado, promovendo a evaporação deste para o meio ambiente, assim, deve-se evitar o contato direto do monômero (líquido), com a pele, bem como propiciar meios de diminuição da contaminação do ambiente de trabalho.

Para Devlin e Watts (1984), reações alérgicas a resinas para bases de próteses totais são raras e difíceis de serem quantificadas. Quando ocorre este tipo de reação busca-se o componente causal contido na resina polimerizada, sendo a alergia ao monômero residual relatada na literatura e, diretamente relacionada ao tipo de polimerização do material.

Huggett, Brooks e Bates (1984), investigaram o efeito da variação dos ciclos de polimerização de resinas acrílicas de ativação térmica, na quantidade de monômero residual. Para tanto, utilizaram como polímero (pó), uma resina acrílica

incolor, onde o ativador era o peróxido de benzoila, e cuja literatura dental classifica como um homopolímero. O líquido de metilmetacrilato possuía hidroquinona em sua composição, já monômero e o polímero foram manipulados na proporção de 3,5:1, para formar a massa de resina. Os ciclos utilizados no estudo variaram de: 7h a 70°C seguido de mais 1h ou 2h ou 3h a 100°C e, ciclos de 14h a 70°C, com a mesma variação da condição anterior. Os valores de monômero residual foram analisados em cromatografia a gás líquido. Os resultados do estudo mostraram uma redução nos níveis de monômero residual para os ciclos onde, ao final, elevou-se à temperatura da água para 100°C, assim permanecendo por uma hora.

Jerolimov et al. (1985), pesquisaram a influência da variação na relação monômero/polímero, nas propriedades mecânicas de flexão e quantidade de monômero residual em resinas para bases de próteses totais. Utilizaram dois ciclos de polimerização distintos: 14h a 70°C e 7h a 70°C seguido de 3h a 100°C em banho de água aquecida, com quatro variações na proporção pó/líquido. Os testes de resistência flexural foram realizados utilizando o padrão ISO 1567, para o módulo flexural de elasticidade, e a resistência transversa (módulo de ruptura e a deflexão total à fratura). O monômero residual foi mensurado em análise por cromatografia à gás, com valores expressos em porcentual. Os autores concluíram que as propriedades flexurais das RAAT são incrementadas na mesma proporção da diminuição dos níveis de monômero residual. A escolha do ciclo de polimerização tem influência maior nos níveis de monômero residual do que a relação pó/líquido. Notaram ainda que, no ciclo de polimerização em que a resina ficou mais 3 h a 100°C, houve melhora considerável na resistência flexural, em relação ao ciclo de 14h a 70°C, obtendo-se valores respectivamente de 74,1MPa e 67MPa, e ainda,

verificou-se a ocorrência de uma diminuição nos níveis de monômero residual de 1,77% para 0,21%.

Hayden (1986) avaliou a resistência à fratura de bases de prova confeccionadas em uma resina acrílica processada pelo método convencional e, por energia de microondas, quando submetidas ao teste de tração em uma máquina de ensaios mecânicos na região média palatina. Concluíram que a resina polimerizada por energia de microondas não absorveu tanta energia antes da fratura, quando comparada à resina processada pelo método convencional.

De Clerck (1987) considerou que a temperatura de ebulição do monômero (100,8°C) ao ser atingida, promove porosidades na resina, e que esta é mais facilmente alcançada quando o calor gerado pela própria resina não consegue ser dissipado. O calor requerido para a quebra das moléculas de peróxido de benzoíla em radicais livres, pode ser criado dentro da massa de resina, isto não implica necessariamente que a temperatura externa à mufla também seja alta. Este fator facilitaria a dispersão da temperatura interna da resina, o que diminuiria o risco de porosidades. Além disso, o aquecimento gerado diretamente na massa de resina eliminaria a necessidade de transferência de calor da água aquecida, para a mufla e para o gesso de inclusão, antes de alcançar o material. Para o autor, a utilização de microondas geradas em um forno promoveria este aquecimento, através de um campo eletromagnético determinado por um dispositivo (magnetron), a uma frequência de 2450MHz, que possibilita que as moléculas de metilmetacrilato, e somente estas, colidam umas com as outras, resultando em um rápido aquecimento. Isto determinaria o grau de polimerização da resina que seria inversamente proporcional à quantidade de monômero remanescente ao final do ciclo. Este processo difere do método convencional onde as moléculas de monômero movem-

se por choque térmico recebido de outras moléculas, sendo um movimento passivo consequência do calor externo. Nos testes realizados verificou-se que a polimerização da resina dentro da mufla em microondas é mais lenta do que quando esta é polimerizada sem estar inclusa. Para o mesmo autor, o ideal seria secar o gesso de inclusão antes da prensagem, bem como diminuir o seu volume por uso de artifícios como o preenchimento parcial da mufla com sílica. Quanto ao fator porosidade em ciclos de polimerização em microondas, esta dependeria diretamente da relação tempo/potência estabelecida. No estudo, exemplifica-se que a absorção de muita energia no início do ciclo causaria porosidades externas, ao passo que, esta absorção excessiva ao final do ciclo, geraria porosidades internas. Quanto às propriedades da resina polimerizada neste método, tem-se que não houve diferenças importantes em relação ao método convencional, na resistência ao impacto e, que ao controlar-se a relação tempo/temperatura, promoveu-se a diminuição nos níveis de monômero residual, além de garantir-se uma boa condição dimensional da peça.

Huggett, Bates e Knott (1987) compararam as propriedades de resistência ao impacto, transversa, peso molecular e sorção de água, de uma resina acrílica de ativação térmica (Trevalon –De Trey-Dentsply), quando submetida a dois processos de polimerização: calor seco e úmido. Para tanto cp foram confeccionados em resina por dois sistemas: em muflas pela técnica convencional à compressão e, por injeção de resina sob pressão. Quanto ao ciclo de polimerização foi adotado o de 70°C por 7h seguido de 100°C por mais 3h. Para o teste de resistência transversa os valores encontrados não tiveram significância estatística, quando em mufla convencional calor seco e úmido respectivamente: 65,6MPa e 65,3MPa. Quanto à resistência ao impacto os cp polimerizados pela técnica de injeção mostraram valores

significativamente maiores ($p < 0,01$), do que aqueles confeccionados no método convencional. Concluíram os autores que o modo como se aplicou a temperatura para desencadear o processo de polimerização, não promoveu efeitos sobre as propriedades da resina estudada.

Szabó et al. (1987), pesquisaram a liberação de monômero residual em resinas acrílicas quando tratadas com recobrimento de um polímero ativado por luz ultravioleta. As resinas testadas foram de ativação térmica, sendo uma de ciclo curto (Vertex RS) e uma de alto impacto reforçada (Lucitone 199) e ainda, duas quimicamente ativadas (Vertex SC e DeTrey SOS). Cada grupo teve 3 cp que foram divididos em: aqueles que não receberam tratamento nenhum; aqueles em que foi aplicado o material de recobrimento (Permalink) e polimerizados em luz ultravioleta e, aqueles que apenas receberam radiação por luz ultravioleta. A análise do monômero residual foi feita por cromatografia líquida e os resultados mostraram que por esta técnica de quantificação, houve marcante diferença entre o conteúdo de monômero residual, em resinas termo e quimicamente ativadas, sendo os ciclos de polimerização longos, onde ao final a temperatura da água atinge o ponto de ebulição os de melhor desempenho. Quanto à vitrificação, esta pareceu efetiva na redução do monômero para as resinas quimicamente ativadas, mas pouca diferença foi notada nos níveis de monômero para o grupo controle em relação ao que sofreu apenas emissão de radiação UV. A resina Vertex RS, mostrou maior conteúdo de monômero liberado em relação à Lucitone199. A maior liberação foi vista nas primeiras 24 horas, já o recobrimento com Permalink reduziu consideravelmente esta perda e isto pode ser devido, segundo os autores, à adicional polimerização do monômero superficial durante a irradiação por ultravioleta.

Özkan¹ (1987, apud ILBAY; GÜVENER; ALKUMRU,1994, p.104) ao focar qual o mecanismo de ação da energia de microondas descreveu que, estas causam a vibração das moléculas de água contida em uma substância em termos de dois a três bilhões de vezes por segundo e que, isto produz fricção que resulta em aquecimento desta substância. Em seus estudos demonstrou que as microondas fazem com que as moléculas da resina acrílica vibrem com maior frequência, gerando atrito e, portanto calor, fator que desencadeia a sua polimerização.

Al Doori et al. (1988) procuraram verificar dentre outros aspectos, os níveis de monômero residual em resinas acrílicas, quando polimerizadas em microondas, ao comparar-se com o método convencional em banho de água aquecida. Quatro resinas foram utilizadas: A- Trevalon (convencional de ativação térmica), B- Lucitone 199 (resina de alto impacto), C- um homopolímero TS1195, D- QC-20 e Acron Rapid (resinas de polimerização em ciclo curto). Quanto aos ciclos de polimerização teve-se no modo convencional para os grupos A,B,C, o ciclo de 7h a 70°C seguido de 3h a 100°C, o grupo D foi polimerizado na água em ebulição por 20min. Já para o microondas adotou-se o ciclo de 70W por 25min para todos os materiais. O monômero residual foi obtido pelo processo de cromatografia à gás. Os resultados mostraram que no ciclo convencional em água aquecida, os níveis de monômero estiveram dentro do esperado, em torno de 0,3%, já o grupo D apresentou os maiores níveis, justificado pelo ciclo curto de polimerização (0,68%). Para o ciclo de microondas foi alcançado alto grau de conversão viabilizando este processo de polimerização, embora os níveis de monômero estivessem maiores que o valor mínimo dito como aceitável. O grupo D por apresentar modificações de formulação do monômero foi o que apresentou os maiores valores ($1,25 \pm 0,16\%$). Verificou-se

¹ Özkan T Mikrodalga GU Teknik Egitim Fakultesi Matbaasi, Ankara; 1987.p.429.

ainda que, quando na composição da resina estava presente o ativador (amina terciária), houve favorecimento da quebra das moléculas de peróxido de benzoíla. Quando se aumentou a espessura do cp de 2,5mm para 7mm, notou-se um aumento na média de monômero residual.

Baker, Brooks e Walker (1988) desenvolveram uma metodologia de detecção do monômero residual presente na saliva humana por análise cromatográfica a gás líquido (GCL). Um dos testes realizados consistiu em analisar a quantidade de monômero residual liberado de um dispositivo confeccionado em resina acrílica, que foi instalado na região de palato de indivíduos dentados. Após uma semana de uso deste do aparelho, coletou-se saliva e mensurou-se a quantidade de monômero, além disto, quantificaram os níveis de monômero presentes na superfície dos dispositivos. Os resultados evidenciaram que o mais alto nível de monômero presente na saliva, que estava aderida à superfície dos aparelhos confeccionados em resina de ativação química, alcançou 180µg/ml, valor este quatro vezes maior que o encontrado no total de saliva coletada. Sugeriram os autores que estes dados compilados explicariam a propensão a reações irritativas, serem localizadas com maior frequência na região de palato. A presença de monômero residual em saliva também foi evidenciada nos aparelhos manufaturados em resinas acrílicas de ativação térmica, onde o ciclo de polimerização fora de 70°C por 1 hora, no entanto, esta presença não se repetiu para a mesma resina quando polimerizada num ciclo de 3 horas à mesma temperatura. Os estudos indicaram ainda que para haver minimização da liberação de monômero para o meio bucal, aparelhos protéticos confeccionados em resinas acrílicas de ativação química devem ser imersos por um período mínimo de 24 horas em água, previamente à sua instalação.

Winston et al. (1988) propuseram-se a analisar os efeitos no tempo de trabalho e na resistência transversa, em resinas acrílicas quimicamente polimerizadas, quando utilizado o monômero resfriado previamente à homogeneização da massa de resina. Cinco corpos-de-prova foram confeccionados em três resinas acrílicas: Orthocril (Stratford Cookson Co.), Jet (Lang Dental Mfg. Co.) e, Teets (Co-Ora-Lite Mfg.Co.). O monômero foi utilizado variando-se a sua temperatura em três situações: temperatura ambiente (76°F) e, resfriada a 50°F. O tempo de trabalho foi determinado através da mensuração por uma agulha de Gilmore. Após duas semanas os espécimes foram submetidos ao ensaio mecânico de resistência à flexão, onde teste t-Student aplicado demonstrou significativa diminuição desta propriedade para a resina acrílica, com o resfriamento do monômero Orthocril ($p < 0,05$). As demais resinas estudadas demonstraram diminuição da resistência flexural porém, sem diferenças significativas de valores. Isto seria explicado pelo fato de haver uma inibição da polimerização em um primeiro momento, em virtude da baixa temperatura na qual a reação de polimerização ocorreu, quando o monômero foi manipulado após sofrer resfriamento prévio.

Arab, Newton e Lloyd (1989) estudaram os níveis de monômero residual em uma resina acrílica incolor (Croform x10, Davis), submetida a dois diferentes ciclos de polimerização em banho de água aquecida: Ciclo I - 16h a 70°C mais 3h a 100°C e, ciclo II - 8h a 70°C. Após a acrilização os espécimes foram divididos em quatro grupos e submetidos à imersão nas seguintes condições: A-agente de limpeza por tablete dissolvido em água (Steradent Denture Cleaning Tablets), B-em água (150ml a 50°C), C-água em ebulição (150ml a 100°C mais agente de limpeza do grupo A), D- água em ebulição (150ml a 100°C). O grupo controle foi armazenado à temperatura ambiente em água e todos os grupos por um período de cem dias. A

análise do monômero residual deu-se por cromatografia a gás líquido (CGL). Evidenciou-se que as amostras apresentaram níveis deste, da ordem de $0,27 \pm 0,03\%$ para o ciclo I e, de $2,73 \pm 0,06\%$ para o ciclo II. Os altos valores de monômero residual, encontrados no ciclo II, não influenciaram na ocorrência de branqueamento da resina e, também não foram suficientes para alterar os resultados dos testes de dureza superficial e, de resistência à flexão, apresentando este último item, médias de: 79,8MPa e 74,6MPa, para os ciclos I e II, respectivamente.

Honorez et al. (1989) avaliaram os efeitos da variação no ciclo de polimerização de resinas acrílicas de ativação térmica, sobre a resistência ao impacto, dureza Brinell e, quanto ao monômero residual presente nos corpos-de-prova. Os ciclos de polimerização aplicados foram: I- 9h a 73°C; II- 90min a 73°C seguido de 30min a 100°C e, III- água em ebulição por 40min. A análise do monômero residual feita por halogenação e, evidenciou que o grupo I possuía de três a quatro vezes mais monômero que o grupo II. Quanto ao grupo III evidenciou-se uma grande quantidade de porosidades, o que contra-indicou a sua utilização em razão da rápida elevação de temperatura que este método promoveu. No concernente às propriedades mecânicas, não notou-se diferenças marcantes entre os grupos, no entanto, os grupo I e III apresentaram os menores valores para dureza, isto seria explicado pela maior taxa de monômero verificada nestes. Os autores enfatizaram a importância de se alcançar a temperatura de ebulição ao final do ciclo fato que proporciona melhor conversão do monômero.

Shlosberg et al. (1989) compararam o uso de energia de microondas, com a polimerização em banho de água aquecida, de resinas acrílicas, em função de propriedades como: porosidade, resistência flexural e, liberação de monômero residual. Os resultados para resistência flexural mostraram valores similares em

ambas as técnicas de polimerização e, quanto ao monômero residual determinado por espectrofotometria, não se determinaram níveis importantes deste segundo as técnicas aplicadas, bem como com relação à presença de porosidades.

Undurwade e Sidhaye (1989) estudaram os efeitos da utilização da panela de pressão doméstica na quantidade de monômero residual e, na ocorrência de porosidades em resinas acrílicas de ativação térmica. Notaram que este método é perfeitamente utilizável e proporcionou a não ocorrência de porosidade em corpos-de-prova de 6mm de espessura ou em próteses totais de espessura convencional. A quantidade de monômero residual alcançou níveis mínimos quando a resina foi polimerizada por 30 minutos sob alta pressão, níveis estes menores do que os encontrados quando da polimerização da resina pelo ciclo rápido convencional. Porém, a diminuição do tempo de pressão ocasionou aumento dos níveis de monômero. Uma das hipóteses que explicariam esta melhora nos níveis de monômero residual, seria o fato da pressão acelerar o processo de inicialização da polimerização, além disso, esta elevaria a temperatura de ebulição do monômero.

Jerolimov et al. (1989) estudaram algumas propriedades das resinas acrílicas de ativação térmica e, compararam ciclos de polimerização curtos e longos. Assim, variaram a concentração dos agentes de ativação contidos no polímero, no caso, do peróxido de benzoíla e no monômero variou-se a concentração da dimetil-paratoluidina (DMPT), uma amina terciária. A espessura dos corpos-de-prova diferiu de 3,6mm a 9mm. Quanto aos ciclos de polimerização adotaram-se, um de rápido aquecimento por água e outro ciclo convencional de longa duração. Os resultados das análises evidenciaram que a maior espessura e a geometria dos cp influenciaram no aparecimento de maior quantidade de porosidades, outro fator que gerou maior quantidade destas, foi o maior percentual de peróxido em relação ao

DMPT incorporados respectivamente no pó e no líquido da resina. Quanto ao monômero residual notou-se um aumento de sua ocorrência para as polymerizações em ciclo curto. Outro ponto considerado foi o fato de que, independentemente do ciclo utilizado, houve maior taxa de monômero residual quando a concentração de peróxido de benzoíla era maior, o mesmo valendo para os maiores valores de DMPT incorporados ao líquido. Os autores ponderaram que, mesmo quando há maior espessura de resina a ser polymerizada e considerando-se a sua baixa condutividade térmica para os ciclos longos a 70°C de temperatura da água, ocorre uma maior taxa de conversão do monômero o que possibilita elevar-se ao final do ciclo, a temperatura para 100°C, procedimento que favorece a conversão de traços finais de monômero, sem promover porosidade. No que se refere às propriedades mecânicas, a variação na concentração dos iniciadores não influenciou no módulo de elasticidade bem como, a pequena variação nos níveis de monômero residual entre os ciclos: longo e rápido, não tiveram relação direta com os valores de resistência flexural encontrados para os corpos-de-prova livres de porosidades.

Alkhatib et al. (1990) compararam as propriedades de resistência flexural, dureza e porosidade de resinas acrílicas para bases de próteses totais, onde duas destas: Justi (Justi Products) e Acron MC (GC Dental), foram formuladas para polymerização em forno de microondas e, a resina convencional Justi (Justi Products), em banho de água aquecida a 163°F por 8h. Os ciclos em microondas estabelecidos foram: 513W por 4min e 52s e, 75,9W por 15min e 26s. Variou-se a espessura dos corpos-de-prova em 3,6; 11,6 e 17,7mm para análise de porosidade. Tanto o método convencional como os de microondas foram empregados na polymerização de todos os tipos de resina. Os resultados não evidenciaram diferenças significativas na resistência flexural entre os materiais estudados,

independentemente do método de polimerização No item dureza as diferenças foram marcantes, porém de pouco significado clínico, onde a Acron MC apresentou os maiores valores. Em relação à porosidade, o grupo convencional não a apresentou em qualquer das espessuras determinadas, fato que não se repetiu para a resina convencional polimerizada em microondas, onde notou-se porosidade nos cp de espessura superior a 3mm. Obteve-se ausência de porosidade na técnica de microondas nos ciclos e métodos utilizados para a Acron MC, para todas as espessuras do material o que não se refletiu, no mesmo ciclo curto de microondas em alta wattagem para a resina Justi onde utilizou-se o monômero específico para microondas, a porosidade ocorreu em cp de 4mm de espessura.

Kaarber (1990) observou o aumento das evidências de que a alergia por contato com materiais odontológicos pode representar problemas de real importância para indivíduos sensíveis e, que esta sensibilidade pode ser causada por vários fatores, dentre estes se destacam, uma inadequação nas propriedades químicas e físicas dos materiais, determinadas quando de falta de rigor nos procedimentos técnicos de manipulação do material e, dentre os materiais com potencial para proporcionar reações alérgicas está o metilmetacrilato, unidade das resinas acrílicas, onde as pesquisas realizadas mostram uma parcela dos indivíduos com a denominada síndrome da ardência bucal, e que estes apresentavam este sintoma como resposta alérgica ao metilmetacrilato presente nas próteses em uso.

Sadamori et al. (1990) descreveram um método alternativo para extração do monômero residual através de um solvente, a metiletilcetona, por cromatografia a gás líquido. O solvente utilizado possui características químicas muito semelhantes ao metilmetacrilato, fato que possibilitaria uma melhor eficiência de extração do monômero. Uma outra vantagem deste método além de ser simples e objetivo,

residiria no fato deste não necessitar realizar-se o desgaste da resina para reduzi-la em partes menores, como é feito em boa parte dos métodos de extração do monômero, procedimento que gera normalmente um aquecimento da resina e conseqüente alteração da taxa de conversão do monômero, fato que pode gerar erros de interpretação dos resultados quanto aos níveis de monômero residual. Os resultados da análise demonstraram, segundo o ciclo de polimerização utilizado, que aquele onde se aplicou fonte de calor de 70°C por 24h, apresentou níveis médios de monômero ($1,52 \pm 0,61\%$), cerca de 3 vezes menor do que os encontrados na resina de ativação química (média de $4,41 \pm 0,41\%$).

Kalipçilar, Karaagaçlıoglu e Hasanreisoglu (1991) preocupados com os dados da literatura, que apontaram para as possíveis reações tóxicas e alérgicas, que o monômero residual presente em próteses confeccionadas em resinas acrílicas possam proporcionar, pesquisaram os níveis deste em dois materiais: uma RAAT, a QC-20 (DE-Trey) e, a Intopress (Kulzer Co), resina acrílica idealizada para a técnica da resina fluida e polimerização sob pressão. A polimerização da QC-20 se deu em banho de água aquecida inicialmente a 75°C seguido de ebulição por 30min. A resina Intopress foi mantida em mufla à temperatura ambiente e sob pressão constante. Corpos-de-prova de ambos os grupos foram mantidos em água destilada por 30 dias a 37°C e, após este período foram submetidos à análise por cromatografia HPLC. As análises por este método não detectaram diferenças significativas ($p > 0,05$) entre as resinas estudadas, em relação ao aspecto considerado. Para a resina de ativação térmica, os níveis de monômero variaram de 0,23% a 0,52% e, para a resina fluida de 0,22% a 0,54% e, segundo os autores, estes valores estão abaixo dos citados como causadores de irritações ou reações alérgicas da mucosa.

Jerolimov, Krhen e Besic (1991) pesquisaram os níveis de monômero residual presentes no pó de polimetilmetacrilato, utilizado na obtenção de bases de próteses totais. As resinas estudadas foram a Byocril R (Galenika), e a Major Base R (Major Dental Industry). Realizou-se a extração do monômero em corpos-de-prova divididos em dois subgrupos: no primeiro utilizaram-se dois ciclos rápidos de polimerização e três ciclos longos (a- 14h a 70°C; b- 7h a 70°C e 3h a 100°C e c- 14h a 70°C e 3h a 100°C). Obtiveram-se pelo teste tStudent ($p < 0,05$), que a quantia de monômero residual encontrado nos corpos-de-prova polimerizados em ciclo rápido foi bastante alta. Os autores enfatizaram a importância de um rígido controle no momento da manipulação da resina para a sua acrilização em ciclos rápidos. Já nos casos de utilização do ciclo longo (7h a 70°C e 3h a 100°C), a pesquisa demonstrou quantidade de monômero residual a níveis desprezíveis.

Harrison e Huggett (1992) salientaram a importância da verificação do monômero residual em base de próteses totais associando a sua presença à ocorrência de efeitos deletérios nas propriedades do polímero. Para tanto, pesquisaram os níveis deste, presentes em homopolímeros e em copolímeros (variando o ciclo de polimerização), por meio de cromatografia a gás líquido. Os níveis de monômero residual mais baixos ocorreram para ciclos de polimerização de 7h a 70°C, seguidos da elevação à temperatura de ebulição, pois estes possibilitaram o máximo grau de conversão do monômero. Já os ciclos de polimerização rápida apresentaram os mais altos níveis de monômero residual.

No intuito de estimar os níveis de monômero residual em próteses totais, Sadamori, Kotani e Hamada (1992) realizaram um estudo onde 24 aparelhos em uso tiveram amostras de resina retiradas da região posterior do palato e, o tempo de uso destas próteses variou de um a 17 anos. A resina removida foi submetida à análise

por cromatografia a gás. Dentro da faixa etária estudada, a quantidade de monômero residual variou de 0,12% a 4,22%, onde as maiores concentrações ocorreram entre os quatro ou cinco primeiros anos. Em uma mesma faixa etária, houve variações nos resultados que seriam explicadas pela distinção nos tempos de uso das próteses, para cada indivíduo. Notou-se neste sentido que, a quantidade de monômero residual liberado pareceu ser menor nas próteses utilizadas por longos períodos. Outros fatores que possivelmente, segundo os autores, explicariam estas variações foram: diversidades nas condições de processamento das peças e ainda, o tipo de resina utilizada. Concluíram que a liberação do monômero tende a diminuir com o passar do tempo, sendo mais intensa nos primeiros cinco anos.

Dixon e Breeding (1992) investigaram os valores de resistência flexural para resinas acrílicas quando estas foram ou não, reforçadas por fibras de polietileno. Para tanto, três resinas acrílicas foram selecionadas: a primeira, de ativação térmica em ciclo longo (Lucitone 199 – Dentsply, International); a segunda, uma resina de ativação térmica rápida (Accelar 20 Columbus Dental Co.) e, a terceira, uma resina de ativação por luz visível (Triad-Dentsply, International). Em um outro grupo confeccionaram-se cp onde incorporaram-se fibras de polietileno. Realizaram-se testes de resistência em máquina de ensaio mecânico. Os resultados encontrados em ANOVA ($p < 0,05$) e pelo teste múltiplo de Duncan's, revelaram que a inclusão de fibras não aumentou significativamente os valores de resistência transversal para as resinas Lucitone 199 (de 96,260MPa sem fibra para 93,620MPa com fibra) e Accelar 20 (de 81,979MPa sem fibra para 83,867 com fibra), no entanto, notaram-se diferenças significativas para a resina ativada por luz Triad (de 49,961 MPa sem fibras para 73,869MPa com fibras).

No intuito de avaliar os efeitos sobre a dureza quando comparada a polimerização por microondas com processos convencionais, Frangou e Polyzois (1993), selecionaram as seguintes resinas para bases de próteses totais: A- Acron MC (GC America) polimerizada por energia de microondas, B- Lucitone 199 (Dentsply Inc) e C- TS1195 (Cole Pymers) ambas de ativação térmica em banho de água e a D- QC-20 (Dentsply) resina acrílica de rápida ativação térmica. As demais foram polimerizadas em microondas (ciclo de 3min a 500W) e também em banho de água aquecida (90min a 70°C e 30min a 100°C). Em outra situação, as resinas B e C foram polimerizadas em banho de água aquecida, em ciclo longo (7 horas a 70°C e 3h a 100°C); a resina D em dois ciclos distintos: o primeiro (20 min em água em ebulição), e o segundo com imersão na água em ebulição desligamento da polimerizadora por 20min e reaquecimento e ebulição por mais 20 minutos. Testes de dureza foram realizados em cp em água a 38°C por 28 dias para serem saturados. Os resultados demonstraram que os valores obtidos para a propriedade estudada foram semelhantes a despeito do modo de polimerização utilizado, onde a dureza da resina quando polimerizada em microondas mostrou valores mais baixos que os métodos de polimerização indicados pelo fabricante. No estudo a resina Lucitone (tida como de alto impacto) apresentou grande deformação quando polimerizada em microondas.

Del Bel Cury, Rodriguez Junior e Panzeri (1994) verificaram as propriedades de quatro resinas acrílicas: duas RAAT (Lucitone 550 e Prosthoplast), uma RAAQ (Ortho-Class) e ainda, uma para polimerização em forno de microondas (Acron-MC). Na análise dos autores foi possível observar que para a absorção de água, a resina quimicamente ativada sofreu menor absorção, seguidos em ordem crescente pela

térmicamente polimerizada e por energia de microondas. Já com relação à resistência transversa, a resina de microondas mostrou os menores valores.

Ilbay, Güvener e Alkumru (1994) pesquisaram a técnica de polimerização de resinas acrílicas em forno de microondas, no estudo, variou-se a relação tempo/potência em 21 situações distintas, onde discos de resina acrílica foram polimerizados segundo as especificações do fabricante. Com relação ao teste de dureza Vickers, os autores não verificaram diferenças estatisticamente significativas entre a técnica convencional e por microondas, o ciclo que promoveu o melhor valor de dureza (22,46VHN) foi o de 3min a 550W. Já em relação à resistência flexural verificaram-se valores referenciais de 1,50mm a 3500g e de 2,85mm para 5000g, e, rompendo após carga de 7,6Kg. A média de absorção e de solubilidade em água apresentou valores em conformidade com a especificação nº12 da A.D.A., o mesmo ocorrendo com o valor encontrado para a resistência transversa. De acordo com estes resultados, a resina acrílica convencional (tipo 1 classe I) utilizada na confecção de próteses totais, pode ser polimerizada em forno de microondas resultando em características físico-químicas finais apropriadas.

Mutlu, Huggett e Harrison (1994), investigaram as propriedades reológicas (que estudam o fluxo da matéria) no que concerne ao efeito do tamanho das partículas de polímeros, na viscosidade da massa de resina, notando que uma massa de baixa viscosidade pode ser obtida utilizando-se polímeros com partículas de tamanhos maiores. Explicou-se pelo fato de que, durante a mistura do pó com o líquido, o monômero penetra no polímero, agindo como um solvente para este, desta forma, a solubilização ocorre e, pequenas partículas reagem mais rapidamente com o monômero, o que faz aumentar sua viscosidade. Reduzidos tamanhos de partícula do polímero produziram a viscosidade mais rapidamente. Quanto ao crescimento da

cadeia molecular, esta ocorre pela difusão do monômero no polímero. Conforme progride o processo de polimerização, há um maior grau de interação da cadeia e do seu enredamento. A comparação entre diferentes polímeros indicou que partículas maiores tiveram baixa solubilidade e a mistura pó/líquido apresentou baixa viscosidade e alta fluidez.

Sadamori et al. (1994) analisaram a influência da espessura e localização, no conteúdo de monômero residual em resinas acrílicas para bases de próteses totais. Utilizaram três métodos de polimerização: por energia de microondas (Acron MC), pelas técnicas da resina fluida (Pour Resin) e, convencional termopolimerizada (Bioresin Shofu Inc.). Os corpos-de-prova foram confeccionados em três espessuras: 0,5mm, 1,5mm e 4,5mm, e mapeados em 5 regiões para então, determinar-se os níveis de monômero residual através do método de cromatografia a gás. Pela análise de variância e, posteriormente, pelo teste de correção de Scheffe's, notou-se que havia diferença significativa ($p < 0,01$) entre os processos de polimerização e, a espessura dos corpos de prova. Os níveis de monômero residual foram maiores na RAAT com espessura de 0,5mm, do que em cp de espessuras maiores. As resinas fluidas mostraram níveis de monômero residual maiores que a anteriormente citada, já quanto à resina ativada por energia de microondas, verificaram níveis de monômero similares aos da resina termicamente ativada convencional. Concluíram que os níveis de monômero dependem principalmente, do método de processamento e da espessura de resina do que propriamente da localização onde foi analisada esta propriedade.

Yunus, Harrison e Huggett (1994) investigaram os efeitos do aquecimento em microondas, nos níveis de monômero residual, de uma resina acrílica para reparos (Meliodent), de ativação química e, a correlação dos efeitos, na resistência

flexural na união com uma resina de ativação térmica (Trevalon). Corpos-de-prova foram obtidos por três condições de polimerização da resina Meliodent: à temperatura ambiente e pressão; em panela polimerizadora (sob pressão e água à 35°C), e por irradiação em forno de microondas (5min a 50W). Os cp foram imersos em água a 37°C nos períodos de 20min, uma hora, sete e 30 dias, após estes intervalos estes foram desgastados para mensuração do monômero por cromatografia a gás. Os menores níveis de monômero residual estiveram presentes após a polimerização em microondas, já os piores resultados advieram da polimerização à temperatura ambiente, muito embora estes percentuais se equivalessem após 30 dias. Com relação à resistência flexural, a resina Trevalon, foi testada após polimerização em ciclo de 7h a 70°C seguido de 1h a 100°C. Os cp foram fraturados e a seguir reparados com resina Meliodent procedendo-se os mesmos ciclos de polimerização citados anteriormente. Os valores submetidos a ANOVA e ao teste t-Student (5%), mostraram que o ciclo de microondas resultou em melhores valores de resistência, quando comparada com a polimerização à temperatura ambiente ($p < 0,001$). A resistência da peça reparada em microondas foi cerca de 88% daquela original.

Dogan et al. (1995) observaram em seu estudo os possíveis efeitos da variação na temperatura e nos tempos de polimerização, de resinas acrílicas para bases de próteses totais, nos níveis de monômero residual, resistência flexural, porcentagem de alongamento antes da ruptura e, absorção de água. Neste sentido, cinco tipos de resinas foram avaliadas. Os cp confeccionados em resinas de polimerização térmica foram levados à água em ebulição nos tempos de 30min, 40min e 50min. As resinas de ativação química foram polimerizadas em temperaturas de 20°C, 25°C e 30°C. Para a determinação da quantia de monômero

residual, obtiveram-se partículas de resina por desgaste dos cp, que foram imersas em metanol para posterior análise por cromatografia a gás líquido (GLC). Os testes de resistência flexural e de elasticidade antes da fratura foram realizados em máquina de ensaio Instron. Quanto ao monômero residual verificou-se que para a resina QC-20 houve diminuição de 2,44% para 0,95%, dos níveis com o aumento-se o tempo de 30min para 50 min. Diminuições similares ocorreram para as outras amostras. No que tange ao aumento da temperatura de 20°C para 30°C, para as resinas quimicamente ativadas não houve uma diminuição importante nos níveis de monômero. Diferenças estatísticas entre aos dados de resistência flexural das resinas foi significativa, obtendo-se valores que variaram de $26,9 \pm 1$ MPa para a resina Paladon 65 polimerizada em 30 min, até $57,1 \pm 2,3$ MPa para a resina SR-Ivocap polimerizada pela técnica da injeção e, polimerização por 50min. Com relação à absorção de água, notou-se que os maiores níveis de monômero residual estavam presentes em resinas onde a absorção de água foi maior. Concluíram que o aumento do tempo de polimerização aumenta a resistência à flexão, diminui os níveis de monômero residual, mas, não alteraram a porcentagem de elasticidade. Para as resinas quimicamente ativadas os níveis de monômero residual diminuíram na medida em que se aumentou a temperatura da água.

No intuito de determinar a quantidade de monômero residual em resinas acrílicas, Vallittu, Miettinen e Alakuijala (1995) investigaram como variáveis o período de armazenagem e, o efeito da temperatura de armazenagem na liberação de monômero em água, durante um período de dois meses. Espécimes foram confeccionados em dois tipos de resina: uma RAAT (Pro Base Hot Ivoclar) e, uma RAAQ (Pro Base Cold Ivoclar). Estes foram armazenados em água a temperaturas que variaram de 22°C a 37°C e, a análise de conteúdo de monômero residual foi

determinada por cromatografia líquida (HPLC). Os resultados mostraram que após um dia de armazenagem, os valores para RAAT e RAAQ foram de 2,13% e 5,3% respectivamente. Durante quatro semanas houve uma diminuição dos níveis de monômero gradativamente. O monômero liberado em água por dia, foi mais alto na RAAQ à temperatura de 37°C que à 22°C. Assim, o efeito da temperatura foi significativo. Os autores sugeriram que a quantidade de monômero residual pode ser diminuída por armazenagem da resina acrílica em água, por um período mínimo de um dia antes do uso, preferencialmente à 37°C.

Cerveira Netto (1996) ressaltou que, por se tratar de uma reação exotérmica, a polimerização de resinas acrílicas deve ser determinada dentro de um controle da temperatura da água e para isso, um recurso prático seria empregar-se uma polimerizadora elétrica que permite a manutenção da temperatura da água constante, o que propiciaria um aquecimento lento e uniforme em um ciclo lento de 12h a 70°C. Esta graduação de temperatura seria particularmente importante segundo o autor, pois no início do processo a massa de resina apresenta uma exotermia maior que a temperatura externa. Deste modo, a temperatura da água estando em cerca de 75°C não acarretaria o aumento da temperatura interna da resina para valores maiores do que 100°C, fato que resultaria em ebulição do monômero residual e, em conseqüente porosidade do material. Segundo o autor a porosidade na resina acrílica, reflete-se em invariável diminuição da resistência da base, maior sorção de fluidos bucais e, em má qualidade de polimento.

Vallittu (1996) salientou que as RAAQ produzem maior quantidade de monômero residual do que as RAAT, isto devido ao tipo de ativador utilizado distintamente para cada tipo de resina. No intuito de minimizar estes níveis o autor pesquisou a influência dos dois tipos de tratamento de superfície (polimento e

recobrimento com resina ativada por luz), na quantidade de monômero residual liberado em resinas para base de próteses. Para tanto, confeccionou espécimes em RAAQ, a resina foi polimerizada sob pressão e à temperatura de 40° C. Depois de polimerizados, foram divididos três grupos de cinco espécimens cada: o grupo I não recebeu tratamento posterior, o grupo II recebeu polimento convencional e, o grupo III recebeu um recobrimento com resina ativada por luz (Dentacolor XS) por 90s. A quantidade de monômero residual foi determinada pelo método da cromatografia líquida. Os resultados obtidos em ANOVA demonstraram que os valores mais altos de monômero foram obtidos nos espécimes não tratados e os mais baixos, no tratamento com resina fotopolimerizada. O uso de resina fotoativada como recobrimento realmente diminuiu a liberação de metilmetacrilato, promovendo uma efetiva barreira contra o monômero residual. O polimento da resina possibilitou também uma diminuição destes níveis. O autor ressaltou ainda que na prática clínica deve-se considerar, o armazenamento da prótese total em água antes do uso.

O estudo de Cucci et al. (1998) relacionou algumas propriedades de três tipos de resinas acrílicas: duas de ativação química – Duraliner II (Reliance Dental) e Kooliner (Coe Laboratories) e, uma resina de ativação térmica – Lucitone 550. Dentre os testes realizados mensuraram a resistência flexural quando se uniu uma resina termo, com uma quimicamente ativada; para tanto, cp foram confeccionados em resina Lucitone 550, depois uma parte central destes cp foi removida e, fez-se o reembasamento com as demais resinas. O teste de flexão em três pontos, a partir dos dados obtidos e, aplicando-se ANOVA e o teste Duncan's, demonstrou que a resina Lucitone 550 (sem reembasamento), foi a mais resistente, já a de menor resistência foi a Kooliner 37,08MPa em 48h e 32,35MPa em 30 dias.

Kedjarune, Charoenworluk e Koontongkaew (1999), propuseram um estudo onde compararam a concentração de metilmetacrilato (MMA) e a quantidade de monômero residual presente em resinas acrílicas. Utilizaram três RAAT: Rodex (Rodont), Trevalon (DeTrey), Meliodent (Bayer) e, três quimicamente polimerizáveis: Takilon (Rodont), Tokuso (Tokuyama), Meliodent (Bayer), estas foram polimerizadas segundo as especificações dos fabricantes. Para análise do monômero residual, extraído logo após a polimerização, por cromatografia à gás. A partir dos resultados obtidos, teve-se que pelo ANOVA não houve diferença significativa ($p < 0,01$) na quantidade de monômero residual em cada uma das resinas avaliadas. Diante dos resultados, os autores concluíram que os fatores que podem influenciar o conteúdo de monômero residual são: a relação entre pó e líquido de cada resina acrílica e os procedimentos de processamento, onde um maior nível de líquido na mistura na mistura, resultou em maior quantidade de monômero residual.

Blagojevic e Murphy (1999) estudaram propriedades de resinas acrílicas e utilizaram a TS1195 (Cole Polymers), um homopolímero incolor isento de agentes de ligação cruzada; a Acron-MC (G-C Dental Industries Corp.), uma resina acrílica polimerizada em microondas contendo agente de ligação cruzada, e a Biocryl NR (Galenika), uma resina acrílica com agente de ligação cruzada e de polimerização em banho de água quente da forma convencional. Ambos os materiais foram polimerizados empregando-se duas técnicas distintas: 1- em forno de microondas por 3 minutos, 2- em banho de água quente por 14 horas a 70°C seguido de manutenção na água em ebulição por mais 3 horas. Paralelamente foi utilizada uma resina quimicamente ativada (Croform – Davis), processada em duas condições à temperatura ambiente e, por ciclo em microondas de 3min a 600W, após a polimerização. Dentre os testes realizados verificou-se o módulo de elasticidade de

Young, nesta análise observou-se que a resina Byocril, não apresentou diferenças para as duas técnicas. A resina Acron-MC apresentou valores maiores para o módulo de elasticidade depois da polimerização em banho de água quente. A resina TS1195 mostrou valores significativamente maiores também após a polimerização em banho de água quente ($p < 0.001$), no entanto, a resina Croform apresentou os mais baixos valores após a aplicação de energia de microondas ($p < 0,05$). Foram realizados testes de monômero residual, determinado por cromatografia a gás líquido. Os resultados evidenciaram que para todos os materiais testados, a polimerização em banho de água resultou nos menores valores para monômero residual. Já a resina Croform mostrou os piores resultados (1,6%), porém estes valores diminuíram para 0,48% com a ação das microondas. Concluíram dentre outros aspectos que, o fato de uma resina ter ou não agentes de ligação cruzada em sua composição, não afetou necessariamente os valores encontrados na análise de suas propriedades mecânicas.

Jagger, Harrison e Al Marzoug (2000) pesquisaram a incorporação de pérolas de polimetilmetacrilato, na massa de resina acrílica, Colacryl D-80 FC (Bonar Polymers) a ser polimerizada por ativação térmica convencional, com o intuito de verificarem se isto promoveria um aumento na resistência do material. Foram realizados testes de resistência flexural, de impacto e dureza e, evidenciou-se que a variação da concentração destas pérolas na resina polimerizada promoveu alguma alteração na resistência flexural, onde mostrou valores médios de 71,4MPa, para 5% de material acrescido, a 58,18MPa, para 40% de incorporação, o que mostrou uma diminuição da resistência, na medida direta do aumento do percentual, isto com os testes realizados após sete dias de armazenamento dos cp em água destilada. Esta situação se reproduziu para os testes de resistência ao impacto. Decorridos seis

meses de armazenamento, as análises verificaram que ocorreu um decréscimo significativo na resistência à flexão. Concluíram os autores que a adição de pérolas de resina não produziu melhora nas propriedades do material polimerizado.

Ogawa, Tanaka e Koyano (2000), verificaram em um estudo com resinas acrílicas de polimerização química, que o ganho em resistência transversal quando imersos cp em água à temperatura de 60°C a 80°C, durante o processo de polimerização é de até duas vezes em relação às resinas polimerizadas a temperatura ambiente de 23°C.

Bartoloni et al. (2000) investigaram os níveis de monômero residual em três marcas de resinas acrílicas para bases de próteses totais: Lucitone 199 (Dentsply Int.) polimerizada de modo convencional em banho de água quente (74°C por 9h), Acron-MC (GC America), polimerizada por energia de microondas (500W por 3min) e, uma resina de polimerização térmica rápida (100°C por 20min.) a Accelar 20 (Miles). Para determinação do grau de conversão do monômero residual utilizou-se espectrofotometria (FTIR). Os valores obtidos pelo teste ANOVA ($p < 0.05$) nesta pesquisa, mostraram uma similaridade de concentrações embora tenha a resina Accelar apresentado valores de conversão um pouco menores do que as outras duas resinas. Os autores sugerem que a resina de polimerização rápida utilizada neste estudo, não poderia clinicamente promover reações adversas maiores do que as outras resinas analisadas.

John, Gangadhar e Shah (2001) ressaltaram o aspecto da fratura das bases de uma prótese total durante a função, que seria justificada pela falta de resistência ao impacto e pelas características de resistência flexural inerentes às resinas acrílicas. Em seu estudo os autores compararam esta propriedade em resinas convencionais e quando reforçadas por um recobrimento de fibra de vidro, aramida

ou nylon. Os resultados evidenciaram que todos os espécimes reforçados apresentaram melhores valores de resistência quando comparados ao grupo sem tratamento, sendo os reforçados com fibra de vidro, os de melhor desempenho.

Kimpara (2001), procurou estudar o desempenho dos ciclos de polimerização em RAAT quanto ao monômero residual superficial, alterações de peso e dimensional linear, porosidade e dureza. No tocante ao monômero residual este foi mensurado na superfície do material por uso de um solvente (metanol), onde previamente fez-se a imersão destes em água nos períodos de 24h e sete dias. A análise cromatografia à gás de alta resolução e padronização externa por detecção em ionização de chama foi aplicada, e o valor final dado em (mg/cm^2). Como resultados para este teste, teve-se que o maior percentual foi verificado no ciclo III de 72°C 9h em banho de água aquecida, em relação aos demais ciclos (valor médio de $1,47\text{mg}/\text{cm}^2$), após uma semana de imersão em metanol. Este valor está bem acima dos encontrados nos ciclos onde havia o aumento da temperatura da água ao final do ciclo: ciclo I- 65°C por 30min depois, 50°C por 23h e 30min seguido de 100°C por uma hora; ciclo II – 50°C por 24h, seguido de 65°C por uma hora mais 30min para chegar a 100°C or mais uma hora; ciclo IV, 65°C por uma hora, 30min para atingir fervura e mantida nesta por mais uma hora (média de cada grupo de $0,17\text{mg}/\text{cm}^2$). O autor verificou ainda que a armazenagem dos corpos-de-prova em água por 24h ou por sete dias não eliminou o monômero superficial das amostras.

Lassila e Vallittu (2001) testaram uma resina para bases de próteses totais designada Sinomer (Alldent), material este de ativação térmica modificada por acrilatos multifuncional e por uretanoligômeros. Realizaram testes de resistência flexural e de liberação de monômero residual em corpos-de-prova confeccionados na resina polimerizada em banho de água aquecida à ebulição, por 40 min. Em outro

grupo, incorporou-se nesta resina, fibra de vidro como reforço. Os valores de resistência flexural realizada pelo teste de três pontos mostraram, para a resina sem fibras, valores médios de 85,8MPa porém, o armazenamento dos cp em água por sete dias, reduziu estes valores para 71,4MPa. Houve diferenças estatisticamente significantes em relação ao grupo com reforço que apresentou valores bastante superiores para esta propriedade (ANOVA, $p < 0,001$). Estes valores aumentaram progressivamente, de maneira diretamente proporcional ao número de fibras utilizadas em cada cp.

Silva et al. (2002) pesquisaram resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas com relação à sua resistência flexural tendo como variável a pigmentação intrínseca nestas. Quatro grupos foram estabelecidos onde se variou a quantidade de pigmento acrílico introduzido (valores de 0,5 a 1,5%), na resina acrílica Onda–Cril (Clássico Ltda). Utilizou-se o ciclo de polimerização de 3min a 360W seguidos por 4min de pausa e mais 3min a 810W. Para o teste de resistência à flexão os valores encontrados em ANOVA ($p > 0.05$), não evidenciaram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. Concluíram os autores que a introdução de pigmentos acrílicos não influenciou na resistência à flexão da resina acrílica estudada.

Para Craig, Powers e Wataha (2002) os polímeros representam cerca de 95% dos plásticos utilizados em próteses, estes polímeros são compostos de alto peso molecular, obtidos pela conversão de compostos de baixo peso molecular denominados monômeros ou oligômeros. Por sua vez, o monômero é uma substância que possui alta pressão de vapor e conseqüente baixo ponto de ebulição, desta forma, controlar a temperatura durante a fase de polimerização é de fundamental importância para que se evite a vaporização deste monômero. Os

autores enfocaram ainda que a composição do monômero pode ser tal que possua ligações reativas duplas em cada extremidade da molécula com a incorporação do glicol-dimetacrilato, o que possibilita a produção de polímeros de ligação cruzada. Isto diminuiria a quantidade de moléculas de polímeros lineares, trazendo vantagens práticas tais como: a maior resistência da resina contra solventes orgânicos e o aumento da resistência de superfície.

Lee, Lai e Hsu (2002) avaliaram resinas quimicamente ativadas quanto ao nível de monômero residual, quando variaram-se as condições de polimerização. Notaram que o fator pressão durante o processo de polimerização, mostrou influenciar na redução dos níveis de monômero residual da resina polimerizada, porém, observaram-se os melhores resultados, quando os cp foram colocados em banho de água aquecida independentemente de haver ou não pressão. Os resultados do estudo também mostraram aumento na dureza superficial com o incremento da pressão. Concluíram que este fator pressão aliado à alta temperatura pode ser o fator fundamental para um ganho em qualidade na polimerização das resinas quimicamente ativadas.

Jagger et al. (2002), ponderaram aspectos relativos à fratura em resinas para base de prótese total, onde a causa envolveria uma multiplicidade de fatores. Dentre a análise destes fatores, investigaram o desenvolvimento de resinas de alto impacto com a incorporação de “borracha” na forma de estireno butadieno. No entanto, o emprego destes modificadores químicos teria como aspectos ainda não tão bem estabelecidos, os efeitos sobre o módulo de elasticidade e na rigidez na base da prótese. No estudo destes autores, testou-se a resistência transversal e ao impacto destas resinas designadas de alto impacto, em relação a similares convencionais de ativação térmica. Foram empregadas as seguintes resinas

acrílicas: Metrocyl High (Metrodent), Lucitone 199 (Dentsply), Sledgehammer (Bracon), Enigma Hi-Base (Scottlander), NDSH Hi (Mobildent), Trevalon (Dentsply). Os testes de resistência transversa foram realizados por carga, em três pontos, quanto ao teste de impacto, um recorte em forma de “V” foi determinado para adequar o teste com equipamento pendular. Os resultados demonstraram que todos os materiais apresentaram diferenças entre si quanto ao módulo de elasticidade. No que tange ao teste de impacto, notou-se diferenças significativas entre os materiais: Metrocyl High, Trevalon e, o grupo controle. Das resinas estudadas, a Metrocyl High, Lucitone 199 e a NDSH Hi apresentaram valores significativamente maiores do que as resinas térmicas convencionais. Com relação ao módulo de ruptura, somente uma das resinas, Sledgehammer, mostrou resultados superiores em relação aos demais grupos.

Azzarri, Cortizo e Alessandrini (2003), pesquisaram aspectos relativos aos efeitos que as variações no modo de modo polimerização exerceriam sobre os níveis de monômero residual, dureza e resistência ao impacto em resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas. Testaram uma resina para microondas Ruthinium Micro Poll (Ruthinium), e duas resinas de ativação térmica, que serviram como grupo controle. Analisaram inicialmente por meio de espectrofotometria, os componentes do polímero (pó) e, do monômero (líquido). A seguir, as resinas foram polimerizadas em forno de microondas variando-se a relação tempo/potência nas seguintes situações: GI – 10 min/200W, GII 5min/500W, GIII 10min/500W, GIV 8min/800W e, as demais resinas segundo as especificações do fabricante. O monitoramento da concentração de monômero residual foi feito através da análise em espectrofotômetro UV visível. Os resultados foram expressos em porcentual de monômero residual liberado em relação ao peso dos espécimens. Também

desenvolveram-se ensaios mecânicos de dureza (Rockwell) e, de resistência ao impacto (método Charpy). Os dados foram compilados e submetidos ao teste ANOVA. Os resultados demonstraram que o grupo GII quanto à dureza, mostrou valores superiores em relação aos demais grupos. Já os grupos GI e GIV foram superiores quanto à resistência ao impacto. Para a análise da liberação de monômero residual, verificou-se que esta foi maior durante as primeiras horas, mas, reduziu-se substancialmente no decorrer do tempo, estabilizando-se após 24 horas. Diferenças de concentração deste foram observadas entre os grupos GI e GIII, com maiores concentrações (quase o dobro) do que GII e GIV, o que denotou deficiência de conversão do monômero, provavelmente em virtude da insuficiente temperatura alcançada na massa de resina. A inter-relação entre a maior quantidade de monômero liberado e as diminuições na dureza e, na resistência ao impacto, também foram evidenciadas.

Barboza et al. (2003) avaliaram a influência sobre a resistência flexural de dois ciclos de polimerização por microondas (Grupo A - 3 min a 500W, Grupo B – 13 min a 90W com a mufla vertical e 90 segundos a 500W com a mufla na horizontal) comparados a um grupo (Grupo C), controle polimerizado em banho de água por 9h a 74°C, quando utilizada uma resina termopolimerizável convencional Clássico (Clássico). Os cp em cada grupo foram submetidos ao ensaio de flexão de três pontos. O teste de Tukey (5%) mostrou diferenças significativas entre os grupos A e C. De acordo com os resultados apresentados concluiu-se que os dois ciclos de polimerização por microondas produziram efeitos semelhantes sobre a resistência à flexão e, que o fato de utilizar-se a energia de microondas para a polimerização não determinou prejuízo à resina analisada.

Jorge et al. (2003) revisaram a literatura a respeito do potencial de toxicidade das resinas acrílicas para bases de próteses totais e abordaram, sobretudo, a liberação de monômero residual superficial e seus efeitos sobre os tecidos orais. Segundo a compilação realizada, este seria resultante de uma incompleta conversão do monômero em polímero e, pode potencialmente causar irritação e, respostas alérgicas na mucosa oral. Fatores como a relação polímero/monômero, foi apontada como determinante para a maior conversão do monômero. Outro ponto abordado disse respeito ao tempo de estocagem da peça e sua imersão em água, neste sentido, pareceu haver um consenso de que ocorre uma diminuição nos níveis de monômero superficiais presentes nas próteses, quando estas são imersas em água por um período mínimo de 24 horas. Assim como, fez-se referência a diferenciação notória entre os níveis muito maiores de monômero liberado em resinas ativadas quimicamente em comparação àquelas de ativação térmica. Colocaram ainda a polimerização por microondas, como um método que possibilita uma adequada conversão do monômero, fato que diminuiria os efeitos citotóxicos das resinas. Enfatizaram ainda o ciclo de polimerização em banho de água aquecida por 7 horas a 70°C acrescido de elevação da temperatura a 100°C por mais uma hora, como um aquele onde há a menor quantidade de monômero superficial liberado.

Nunes de Mello et al. (2003) avaliaram o efeito de um adicional ciclo de polimerização sobre as propriedades físicas de uma resina acrílica de ativação química submetida a um polimento químico. Foram determinados quatro grupos: no grupo I corpos-de-prova (cp) receberam acabamento e polimento mecânicos; no grupo II - os cp foram polidos quimicamente (por líquido à base de metilmetacrilato); no grupo III os cp foram polidos quimicamente e submetidos à polimerização adicional em microondas (450W/3min) e, no grupo IV –polidos quimicamente e

submetidos à cocção adicional em banho de água (65°C por 1h). Realizou-se a análise dos níveis monômero residual por espectrofotometria, sendo os cp mantidos em água deionizada, da qual posteriormente, mensurou-se o monômero residual liberado. Os resultados mostraram haver diferenças significativas nestes níveis em todos os grupos, sendo o grupo II o que apresentou os maiores valores ($1315,7 \pm 225,5 \mu\text{g}/\text{cm}^2$). Após 13 dias de armazenagem, os menores níveis de monômero estiveram no grupo I ($4,6 \pm 1,6 \mu\text{g}/\text{cm}^2$). Este mesmo grupo, por conseguinte, demonstrou os mais altos níveis de resistência flexural ($78,1 \pm 6,1 \text{ MPa}$). Diante destes dados os autores concluíram que o polimento químico aumentou os níveis de monômero residual, no entanto, estes valores não foram suficientes para influenciarem na dureza do material. A armazenagem em água diminuiu a quantidade de monômero residual liberado assim como, a polimerização adicional independente da técnica. Apesar de que esta diminuição não tenha favorecida a melhores resultados quanto à resistência flexural.

Pavarina et al. (2003) avaliaram a propriedade de resistência à flexão de resinas acrílicas quando submetidas a diferentes processos de desinfecção. Para o estudo utilizaram duas resinas de ativação térmica a Lucitone 550 e a QC-20 (Dentsply). Após a imersão destes em água a 37°C por $50 \pm 2 \text{ h}$, os mesmos foram separados em grupos conforme o tipo de processo para desinfecção. Realizaram-se em todos os grupos o teste de mecânico de flexão por três pontos e os dados computados foram submetidos à análise de variância (ANOVA), que demonstrou não haver diferenças significativas nos valores encontrados para todos os grupos sendo, portanto segundo o estudo, viável a imersão por 10 minutos da resina em qualquer um dos produtos para desinfecção testados. No entanto, quando compararam-se as resinas notou-se diferenças significativas ($p < 0,05$), onde a Lucitone 550 produziu

maiores valores de resistência à flexão do que a QC-20, obtendo-se médias respectivamente para o grupo I de: 70,75MPa e 59,95MPa. Para os autores, este fato seria explicado em parte pelo fato do ciclo de polimerização da QC-20 promover um aumento rápido da temperatura ainda no início do ciclo o que resultaria em altos níveis de monômero residual.

Estudos como os de Yilmaz et al. (2003) analisaram a quantidade de monômero residual em relação a variáveis como a presença de fibras de vidro colocadas para incrementar a resistência da massa de resina acrílica. Os autores verificaram que as fibras de reforço propiciaram a presença de maiores quantidades de monômero residual, do que os grupos onde não utilizou-se este material. Os valores de liberação de monômero foram ainda maiores para as resinas de ativação química. Isto foi explicado pela necessidade de impregnação prévia das fibras com monômero, para uma melhor adequação do contato desta com a matriz do polímero. Este recurso, apesar de possibilitar maior ganho na resistência final da resina, permitiu a ocorrência de maior quantidade de monômero residual. Para as resinas quimicamente ativadas, esta embebição com monômero não é necessária, já que a própria massa de resina apresenta maior viscosidade. Entretanto, a quantidade de monômero utilizado para o proporcionamento, é maior e conseqüentemente, os níveis de monômero residual obtidos são maiores.

Lai et al. (2004) investigaram a influência na variação da potência do forno de microondas para ciclos de polimerização de resinas acrílicas. No seu trabalho os autores avaliaram uma resina acrílica (Optilon – 399, Coltene) que foi polimerizada em um forno de potência máxima 800W, onde se variou a relação tempo/potência nas seguintes situações: 80W, 160W, 240W e 560W por 15min, 10min, 7min, e 2min, separadamente; ao final de cada fase acrescentou-se um ciclo adicional de

560W por 2min para todos os grupos. Um grupo controle foi adotado com a polimerização da mesma resina, de modo convencional em banho de água aquecida (ciclo de 70°C por 9h). Um total de dez corpos-de-prova (cp) foi obtido em cada grupo e procederam-se os testes. Quanto à solubilidade, notou-se não haver diferenças significativas para ambas às técnicas; já no item porosidades, variações ocorreram quando se utilizou a potência de 560W (maiores porosidades); comparativamente os melhores desempenhos advieram do grupo polimerizado a 240W. Determinou-se o teste de dureza Vickers onde, no geral, houve diferença significativa entre as resinas de microondas, sendo estes valores menores que o grupo controle. Para o teste de resistência à flexão e do módulo flexural revelou-se que os cp polimerizados em microondas mostraram uma resistência cerca de 89-92%, daquela encontrada para o grupo controle. Os autores salientaram com isso a importância de se selecionar a potência e o tempo mais adequados para polimerização em microondas, uma vez que esta influencia diretamente nas características morfológicas e nas suas propriedades mecânicas.

Diante do exposto nesta revisão, onde foi considerado que as características do material utilizado na confecção de próteses totais é influenciada por aspectos como: tipo de resina e modo de processamento e, por entender-se que propriedades como resistência flexural do material pode determinar a longevidade dos aparelhos protéticos, bem como a análise da liberação de monômero residual pode implicar em alterações nas propriedades físicas e até mesmo, em potenciais efeitos irritativos à cavidade oral, ser importante realizar novos estudos que abordem estes fatores, frente às diversas opções de resinas acrílicas para uso odontológico, no que tange, sobretudo ao modo de polimerização a fim de confrontar os dados obtidos, àqueles relatados na literatura.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar comparativamente resinas acrílicas para bases de próteses totais, polimerizadas por ativação química, térmica em banho de água aquecida ou por energia de microondas, empregando-se para tanto os ensaios de:

- Resistência à flexão;
- Quantificação do monômero residual presente na superfície do material.

4 MATERIAL e MÉTODOS

Os materiais a serem utilizados serão relacionados na medida em que os procedimentos forem relatados.

A fim de distinguirem-se as etapas, em um primeiro momento será relatada a seqüência de elaboração dos corpos-de-prova (cp) e, em uma segunda etapa, descrever-se-á a metodologia empregada na análise das variáveis propostas.

4.1 Da confecção dos corpos-de-prova

Antes de serem descritos os passos necessários à confecção dos cp, há de se ressaltar que tanto a forma como as dimensões determinadas para estes, foram baseadas na norma nº 12 da Associação Dental Americana (A.D.A.), para testes de resistência à flexão. E, este dimensionamento foi adotado também para a análise do monômero residual superficial.

A especificação da A.D.A. determina que, para a realização de testes de resistência à flexão em resinas acrílicas, os cp devem ter a dimensão final de: 65mm de comprimentos, 10mm de largura e, 2,5mm de espessura, desde que estes cp sejam obtidos a partir de uma placa única de resina a ser dividida em seis partes iguais, para que se alcançassem as dimensões exigidas.

Por entender-se que o processo de recorte da resina acrílica implica invariavelmente em aquecimento do material, fato que pode levar a alterações neste

que gerem falsos resultados, sobretudo quanto à polimerização, decidiu-se por variar este procedimento confeccionando-se os cp individualmente, em face às novas alternativas para o processo de inclusão em mufla a serem apresentadas a seguir.

Primeiramente, foram elaborados padrões metálicos em aço inoxidável, no formato de barra, retangulares, com arestas nítidas, nas dimensões de: 67mm x 12,60mm x 2,55mm. Estas medidas são propositalmente maiores que as exigidas para o cp, no sentido de permitir um correto acabamento das peças sem comprometer os valores finais de dimensionamento (Figura 4.1).

Figura 4.1 – Dimensões do corpo-de-prova (A) e padrão metálico em aço inoxidável (B)

4.1.1 Fase de Inclusão

Para a inclusão dos padrões metálicos foram utilizadas muflas plásticas reforçadas por fibra de vidro (Figura 4.2), especialmente desenvolvidas para utilização em fornos de microondas VIPI-STG (Dental VIPI Ltda).

Figura 4.2 – Componentes da mufla plástica (VIPI-STG)

Por uma questão de padronização dos processos que envolvem inclusão e prensagem das resinas acrílicas e, por ser indicação do fabricante, este tipo de mufla foi empregada tanto para a polimerização em forno de microondas, quanto para o processo convencional em banho de água aquecida e ainda, na acrilização da resina acrílica de ativação química.

Iniciou-se pela inclusão na base da mufla, para tanto foi empregado o gesso tipo II ou comum Pasom (Pasom Ind.Com.Ltda), proporcionado em 180g de pó, para 90ml de água filtrada, que foi espatulado manualmente em gral de borracha e espátula e, levado em um vibrador de gesso, para eliminação de bolhas de ar.

Assim, a base da mufla foi totalmente preenchida por este, tendo-se o cuidado de deixar a superfície do gesso lisa.

A seguir, três padrões metálicos foram posicionados, de maneira equidistante em de cerca de 10mm e paralelos entre si, onde apenas um dos lados de maior área ficou em íntimo contato com a superfície do gesso.

Após completar-se a presa do gesso (30min), fez-se a aplicação neste, de uma fina camada de isolante para resina acrílica Al-Cote (Dentsply Ind. Com. Ltda).

Na seqüência, realizou-se uma variação no processo de inclusão que consistiu em utilizar-se um silicone de polimerização por condensação VIP-SIL (Dental Vipi Ltda), especificamente elaborado para inclusão de trabalhos em mufla e, que atualmente tem substituído o gesso pedra tipo III, que é aplicado a superfície dos dentes para impedir o seu deslocamento durante a prensagem. A principal justificativa para se empregar tal técnica reside no fato de que, em razão de se proceder a inclusão dos padrões metálicos e não em cera, o fato de utilizar-se somente gesso, resultaria em prováveis dificuldades na sua remoção e, em danificação da área em negativo deixada pelo cp, o silicone por sua vez possibilita, por ser um material elástico, que a remoção da peça seja feita sem maiores dificuldades. Trabalhos como os de Muench e Ueti (1974) já ressaltavam as vantagens da substituição do gesso pelo silicone para inclusões em prótese total.

Este material quando manipulado apresenta na sua fase inicial de polimerização, viscosidade suficiente para permitir um bom escoamento, de tal forma a determinar uma maior fidelidade de impressão nas áreas de abrangência. No caso desta pesquisa, o silicone homogeneizado foi acondicionado em uma seringa plástica do tipo Luer de 20ml descartável (Becton Dickinson Ind.Cirurg. Ltda), para proceder-se a injeção do material ao redor dos padrões metálicos.

O silicone copiou fielmente toda esta superfície, manobra que possibilitou que apenas uma das faces do padrão restasse ainda sem recobrimento. Pequenos pedaços de silicone previamente polimerizados foram adicionados neste momento àquele recém aplicado, a fim de servir de mecanismo de retenção ao gesso a ser depositado na contra-mufla (Figuras 4.3 A e B).

Faz-se importante enfatizar que a literatura descreve procedimentos similares a estes, onde se realiza a moldagem da matriz metálica antecedendo à inclusão em mufla, com um silicone de alta viscosidade em forma de massa (BARBOZA et al., 2003; DEL BEL CURY; RACHED; GANZAROLI, 2001).

Figura 4.3 – Base da mufla preenchida por gesso onde estão posicionados os padrões metálicos (A) e, após a injeção do silicone (B)

Este tipo de mufla plástica apresenta quatro parafusos que permitem uma perfeita adaptação do conjunto base da mufla e contra-mufla e, que mantém a pressão durante a fase de polimerização da resina, substituindo com isso a prensa utilizada na técnica convencional de polimerização em água aquecida.

Nesta fase da inclusão, segundo a técnica preconizada pelo fabricante, deve-se posicionar os parafusos apertando-os até o máximo travamento entre as partes da mufla. Após aguardar-se a finalização da polimerização do silicone, fato que se dá em aproximadamente 30min, procedeu-se o preenchimento da contra-mufla com gesso comum proporcionado em 200g de pó, para 100ml de água. O preenchimento completo da contra-mufla deu-se pela abertura localizada na sua parte superior, sendo aplicado de forma gradativa e, com auxílio de vibrador de gesso, no intuito de determinar-se uma perfeita cópia das partes restantes.

4.1.2 Das resinas acrílicas

Abaixo são relacionados os tipos de resinas acrílicas, analisadas na pesquisa e os grupos estabelecidos para cada situação (Quadro 4.1).

GRUPOS	RESINAS ACRÍLICAS (características)	MARCAS COMERCIAIS	COMPOSIÇÃO ²
Lt (controle)	Ativação térmica em banho de água aquecida. Cor rosa médio com veias.	LUCITONE 550 (Dentsply Ind. Com Ltda)	Pó – copolímero (metil-n-butil) metacrilato, peróxido de benzoíla, corantes minerais Líquido – metacrilato de metila, etileno glicol dimetacrilato, hidroquinona
Vc	Ativação térmica em banho de água aquecida. Cor rosa médio com veias.	VIPI-CRIL (Dental Vipi Ltda)	Pó – copolímeros metacrilatos, plastificantes, peróxido de benzoíla, pigmentos atóxicos Líquido - monômero de metil metacrilato, inibidor, EDMA (cross-linked)
Ac	Ativação térmica por energia de microondas. Cor rosa claro com veias.	ACRON-MC (GC Lab Technologies, Inc.)	Não disponibilizada pelo fabricante.
Vw	Ativação térmica por energia de microondas. Cor rosa médio com veias.	VIPI-WAVE (Dental Vipi Ltda)	Pó – polímero de metacrilato de metila e metacrilato de butila, peróxido de benzoíla, pigmentos acrílicos Líquido – metacrilato de metila, EDMA, inibidores.
Qc	Ativação térmica em banho de água aquecida. Cor rosa médio com veias.	QC-20 (Dentsply Ind. Com Ltda)	Pó – copolímero (metil n-butil), metacrilato, peróxido de benzoíla, corantes minerais Líquido – metacrilato de metila, etileno glicol dimetacrilato, hidroquinona, terpinoleno, n,n-dimetil p-toluidina
Vf1	Ativação química. Cor rosa médio.	VIPI-FLASH (Dental Vipi Ltda)	Pó – copolímero de metil metacrilato, peróxido de benzoíla, pigmentos
Vf2			Líquido – metilmetacrilato, hidroquinona, amina terciária

Quadro 4.1 – Demonstrativo dos grupos, das marcas comerciais, composições e de outras características das resinas acrílicas

² Segundo a especificação do fabricante.

4.1.3 Fases de prensagem e polimerização

Após uma hora, procedeu-se a abertura das partes da mufla e, a remoção dos padrões metálicos, manobra que foi possível sem que houvesse a danificação da superfície copiada pelos materiais de inclusão e, muito facilitada pela presença do silicone conforme anteriormente descrito, que apesar da alta dureza, apresentava um mínimo de elasticidade, suficiente para possibilitar a remoção das peças.

Com as partes da mufla separadas, fez-se nova aplicação de uma fina camada de isolante para resina acrílica Al-Cote com um pincel, sobre toda a área de superfície que expunha o gesso.

Para o procedimento de prensagem estabeleceu-se o seguinte critério para todos os grupos (Quadro 4.1): previamente manipulada em um pote de vidro com tampa, a massa de resina foi acomodada na mufla, nos espaços deixados pelos padrões, quando atingiu a fase plástica.

Na seqüência a mufla foi fechada e posicionada em uma prensa hidráulica (Techno Máquinas), para que se desse a prensagem lenta e gradual, até estabelecer-se a pressão final em 1000Kgf, estabilizada quando não se verificou mais o escoamento da resina.

Foi mantida esta pressão por 30 minutos, a partir daí, procedeu-se o aparafusamento da mufla, até um quarto de volta em sua máxima resistência, a fim de manter a pressão e o íntimo contato entre as partes do aparelho e, este sistema de parafusos dispensa, portanto, o emprego das prensas utilizadas rotineiramente para a manutenção da pressão em muflas metálicas sem parafusos.

Quanto aos processos de polimerização das resinas para cada grupo teve-se:

- Grupo **Lt**

Por se tratar de uma resina acrílica de ativação térmica convencional (Lucitone 550), de larga utilização, com ciclos e propriedades bem estabelecidos, adotou-se como grupo controle. A proporção pó/líquido estabeleceu-se em 21g para 10ml. Vale ressaltar neste momento que, tanto para este grupo como para os demais, as proporções entre monômero e polímero adotadas, respeitaram as indicações dos fabricantes de cada material empregado. Quanto ao ciclo de polimerização, posicionou-se esta em uma polimerizadora elétrica automática Termotron P-100 (Termotron Equipamentos) e, teve-se a manutenção das muflas em banho de água aquecida a 72°C por 9h, seguido de elevação da temperatura da polimerizadora para 100°C e, ao atingir-se esta temperatura manteve-se nesta por mais uma hora (Figura 4.4 A). Este ciclo foi adotado por autores como Harrison e Huggett (1992).

- Grupo **Vc**

A proporção pó/líquido para este grupo foi de 15g e 7,5ml. Este apresentava uma resina acrílica indicada também para a polimerização no modo convencional (Vipi-Cril). Deste modo, o processo de polimerização adotado foi o mesmo descrito para o Grupo Lt.

- Grupo **Ac**

Para esta resina formulada para polimerização por energia de microondas (Acron-MC), teve-se a proporção de 15g de pó para 4,5ml de líquido. Em sua polimerização utilizou-se um forno de microondas Continental AW-30 (BS

Continental da Amazônia Ind. e Com. Ltda) com prato giratório, frequência de 2450 megahertz (MHz) e potência máxima de 800W (Figura 4.4 B).

O ciclo estabelecido pelo fabricante é o de 500W por 3min, no entanto, como o forno empregado não possibilitava a regulação direta do valor da potência e sim, do percentual de sua capacidade, para cálculo da conversão da potência do forno, foi estabelecido um valor aproximado levando-se em consideração, a watagem máxima do aparelho e, a relação entre a potência e o tempo para esta situação, desta forma adotou-se o ciclo de 60% de potência por 4min.

- Grupo **Vw**

Esta resina também formulada para ativação em forno de microondas (Vipi-Wave) teve sua proporção pó/líquido em 21g para 7ml. Adotou-se o ciclo de polimerização em que fez-se a regulação do forno em 20% da potência para um tempo de 20min, seguido de um novo ciclo, agora com 60% da potência por 5min, conforme estabelecido pelo fabricante.

- Grupo **Qc**

Para este grupo a proporção pó/líquido foi de 23g para 10ml e, determinou-se o ciclo B estabelecido pelo fabricante, que consistiu em posicionar a mufla na polimerizadora de modo que, a partir da verificação da estabilização da temperatura da água em 100°C, manteve-se nesta por um período de 40min, esta resina tem como proposta a polimerização em ciclos rápidos no banho de água aquecida (QC-20).

- Grupo **Vf1**

No qual a resina acrílica é de ativação química (Vipi-Flash), que foi manipulada segundo a determinação do fabricante, onde 21g de pó foram incorporadas a 7ml de líquido, valores mensurados com o auxílio de um dosador. Ao atingir a fase plástica realizou-se a prensagem do material, que permaneceu na mufla por um período de duas horas à temperatura ambiente, antes de proceder-se a demuflagem.

- Grupo **Vf2**

Neste grupo foram empregadas tanto a resina, como a metodologia descrita anteriormente para o grupo Vf1 e, a variação deu-se após a prensagem, quando então posicionou-se esta na polimerizadora, para que se procedesse um ciclo adicional em banho de água aquecida à temperatura de 100°C por 30min.

Figura 4.4 - Polimerizadora elétrica Termotron (A); - Forno de microondas Continental AW-30 (B)

4.1.4 Fase de acabamento

Para os grupos onde houve a aplicação de calor durante o ciclo de polimerização, a mufla era mantida por cerca de duas horas à temperatura ambiente sobre a bancada até haver o seu completo resfriamento.

Decorrido este período fez-se a abertura da mufla (Figura 4.5) e, os cp obtidos foram acondicionados em um primeiro instante, em água destilada, enquanto era realizada a sessão de acabamento das peças.

Figura 4.5 – Partes da mufla separadas e cp polimerizados

Para que as dimensões dos cp fossem determinadas de acordo com a especificação nº12 da A.D.A., foram desenvolvidos dois dispositivos metálicos em aço inoxidável, que serviram de guias para adequação do comprimento, largura e espessura dos cp. Estes dispositivos são similares aos citados por Barbosa et al. (2003) e, possibilitaram o posicionamento dos cp, a fim de receberem acabamento primeiramente em largura e comprimento e, na sequência para a adequação de sua espessura (Figura 4.6 A e B).

Figura 4.6 – Dispositivos metálicos confeccionados para a padronização das dimensões dos cp em largura e comprimento (A) e, em espessura (B)

Quanto ao acabamento das peças, foi utilizada uma lixadeira rotatória Luferco (Lutz Ferrando - Ótica e Instrumentos Científicos S.A.), sob refrigeração constante à água (Figuras 4.7 e 4.8), sendo o desgaste dos cp realizado por lixas d'água de óxido de alumínio Norton (Norton), de gramaturas decrescentes (180, 320, 600).

Figura 4.7 – Acabamento dos cp em largura e comprimentos, por utilização do dispositivo metálico

Figura 4.8 – Acabamento dos cp em espessura, por utilização do dispositivo metálico

A aferição das dimensões finais exigidas para cada cp foi realizada por mensuração com um paquímetro digital Mitutoyo (Mitutoyo Sul Americana Ltda) (Figura 4.9).

Determinadas as dimensões dos cp, estes foram acondicionados em um ultra-som (Thorton) contendo água destilada, por 2min, para remoção de resíduos acumulados durante o desgaste do material.

Figura 4.9 – Paquímetro digital na mensuração da espessura (A), largura do cp (B) e, comprimento (C)

4.2 Análise da resistência à flexão

Para análise da resistência flexural foram confeccionados, nove cp por grupo (n=9).

Previamente a este teste, cada um dos grupos foi armazenado em um pote com tampa, contendo água destilada mantida à temperatura de $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$, por um período de $48\text{h} \pm 2\text{h}$, conforme determina a norma nº12 da A.D.A..

Decorrido este período, realizou-se o teste de flexão em três pontos, para o cálculo da resistência flexural, que é determinada em megapascal (MPa), por ser esta uma unidade de tensão e, que por sua vez é traduzido como unidade de força por área. Para corpos-de-prova em formato de barra retangular, este cálculo é feito mediante aplicação da fórmula matemática, $s = 3FD/2LH^2$, onde: **F** - é a máxima carga superior e centralizada exercida sobre o cp no momento de sua ruptura, determinada em Newton (N); **D** - é a distância em milímetros entre os suportes (50mm); **L** - é a largura em milímetros medida antes do armazenamento dos cp em água (10mm); **H** - é a espessura em milímetros (2,5mm) dos cp, também medida previamente à colocação em água (Figura 4.10).

Figura 4.10 – Desenho esquemático sobre o posicionamento dos pontos de apoio para a realização do teste flexural

Utilizou-se para o teste, uma máquina de ensaios mecânicos Kratos (Kratos Equipamentos Industriais Ltda), com uma célula de carga de 100Kgf e velocidade de aplicação de carga de 5mm/min no centro do cp, de tal modo a registrar o ponto em que ocorresse a sua fratura (Figura 4.11 A e B). Os valores de cargas obtidos em newtons (N) para todos os grupos estão expressos no Apêndice A.

Este tipo de teste é essencialmente uma associação entre a mensuração de tensão, compressão e cisalhamento, no entanto, em situações onde há pouca espessura do espécime, a carga aplicada resulta, sobretudo, em estresse por tensão na região inferior do cp (ANUSAVICE, 1996).

Figura 4.11 – Máquina para ensaios mecânicos Kratos (A) e, detalhe do teste de flexão em três pontos realizado na barra de resina acrílica(B)

4.3 Análise do monômero residual superficial

Para a quantificação do monômero residual superficial determinou-se o número de cinco corpos-de-prova para cada grupo (n=5).

Esta pesquisa procurou determinar o quanto de monômero residual estava presente na superfície do material polimerizado, neste sentido fez-se uma variação do que rege a norma da ISO 1567. Esta determina que para a quantificação do monômero residual, o material polimerizado seja reduzido a pequenas partículas, de modo a possibilitar um maior contato deste com a substância solvente, no caso o metanol. Isto implica, em realizar um procedimento que invariavelmente causa aquecimento do material quando de seu desgaste, fato que pode proporcionar maior conversão do monômero, o que influenciaria nos resultados obtidos.

Seguiu-se com a metodologia proposta onde, primeiramente, tubos de ensaio de vidro com tampa, foram preenchidos com 20ml de álcool metílico PA – metanol, Vetec (Vetec Química Fina Ltda).

Um único cp foi imerso em cada um dos tubos, imediatamente após terem sido determinadas suas dimensões finais e, foram mantidos nesta condição a uma temperatura aproximada de 2°C, durante sete dias (Figura 4.12).

Após este período, os cp foram removidos dos tubos de ensaio, e procedeu-se a quantificação do monômero residual presente neste solvente.

Figura 4.12 – Tubos de ensaio contendo metanol e os corpos-de-prova

A *International Organization for Standardization* - ISO 1567 (1999), estabeleceu critérios para a avaliação do metilmetacrilato (monômero) residual, presente em resinas acrílicas para bases de próteses totais.

No que tange à metodologia determinou-se nesta norma os processos cromatográficos como sendo apropriados para a análise de resinas acrílicas. A literatura apresenta uma série de pesquisas que utilizaram este recurso para quantificação do monômero residual (AUSTIN; BASKER, 1980; BLAGOJEVIC; MURPHY, 1999; HUGGETT; BROOKS; BATES, 1984; KIMPARA, 2001).

O método cromatográfico de eleição para esta pesquisa foi a **Cromatografia Líquida de Alta Eficiência (HPLC)**.

Em linhas gerais, a cromatografia é um processo de separação de substâncias e, ainda de identificação e quantificação de uma mistura, que se baseia na migração diferencial destas, entre as denominadas fase móvel e fase estacionária. A fase móvel caminha pela estacionária carregando consigo as substâncias e, dependendo da polaridade desta substância esta permanece num tempo maior em uma destas fases. Ao estar em maior tempo na fase estacionária, a substância caminhará menos e, ficará retida mais próxima ao ponto inicial, deste modo consegue-se a sua distinção (COLLIN, 1997).

O equipamento utilizado foi o Cromatógrafo HPLC Shimadzu LC10A (Shimadzu Corporation), com sistema de bombas LS 10 AD, coluna RP-18 com 250mm de comprimento por 2,5mm de diâmetro, acoplado a um detector UV-VIS Shimadzu, em um comprimento de onda de 225nm (Figura 4.13).

Teve-se como solvente de eluição (fase móvel), uma solução de 66% de MeOH, para 34% de H₂O v/v- sistema isocrático. O fluxo do sistema foi determinado em 0,8ml/min à temperatura ambiente constante.

Figura 4.13 – Cromatógrafo HPLC LC10A e detector UV-VIS (Shimadzu)

A norma ISO1567 estabelece que, primeiramente deve-se determinar a curva de calibração para o monômero puro (líquido) de cada uma das resinas testadas.

Diante disto, uma porção de líquido (monômero) é previamente quantificada e, este material é diluído em metanol em diversas concentrações pré-determinadas e, cada uma das amostras é injetada no cromatógrafo, em um *loop*, com volume fixado em 20µl. O detector UV realiza a transmissão da leitura dos dados e, o registro e integralização dos resultados são feitos pela estação de trabalho *Star Varian* – versão 4.51 (Varian Associates Inc.) e, expressos graficamente em forma de pico ou área das substâncias presentes na solução (Figura 4.14).

Figura 4.14 – Cromatograma padrão, para uma concentração de 30,08ug/ml de monômero (Acron-MC), o pico do metilmetacrilato é o expresso na área de cor azul

A área integralizada é identificada numericamente e, para cada concentração do monômero são injetadas três amostras e, a média destas áreas é calculada. Outros exemplos de cromatogramas para concentrações de monômero estão expressos no Apêndice C.

Tendo-se o valor da média das áreas para todas as diluições conferidas, é possível estabelecer-se um gráfico que permite visibilizar-se a denominada curva de calibração e, ao mesmo tempo faz o cálculo matemático e compõe-se uma fórmula, de conversão do valor da área, para a unidade de medida em ug/ml (Figura 4.15).

As curvas de calibração para os demais materiais estão relacionadas no Apêndice D.

O parâmetro da curva de calibração possibilitou que, ao verificar-se determinada área para uma amostra, fosse possível saber se o valor encontrado está dentro de limites confiáveis de leitura. Havendo necessidade de adequação da amostra, por vezes pôde-se optar por alteração da concentração da substância, quer seja por aumento de sua concentração, quer por diluição do conteúdo de monômero

presente no metanol, baseando-se no princípio de que os valores encontrados devem estar contidos dentro de posições intermediárias da curva de calibração.

Figura 4.15 - Gráfico da curva de calibração do monômero (Lucitone 550) e, fórmula para cálculo de sua quantificação nos corpos-de-prova

Em uma situação hipotética onde uma área de 342033 para o monômero fosse encontrada, este valor estaria dentro de valores que não implicariam em diluição, entretanto, para uma área de 3537266, ter-se-ia uma concentração de tal ordem alta, que induziria a um erro de leitura, assim far-se-ia necessária a diluição da amostra (em metanol) em cerca de 10 vezes para alcançar-se um valor de leitura confiável.

É particularmente importante citar este aspecto, pois ocorreu a necessidade de se realizarem diluições em algumas das amostras, conforme será possível verificar-se no Apêndice F.

Com relação à análise dos grupos, da mesma forma como fora procedido para a elaboração da curva de calibração, de cada tubo de ensaio fez-se a retirada de 20µl da amostra, em três repetições (Figura 4.16).

Figura 4.16 - Cromatograma para uma amostra do Grupo Vf2, onde o pico do monômero residual é o expresso na área de cor verde

A média das áreas integralizadas (Apêndice E), foi computada e levada à conversão para µg/ml (Apêndice F), por aplicação da fórmula anteriormente citada.

Para que se pudesse estabelecer o valor total de monômero em microgramas (µg), para cada amostra, o valor obtido foi multiplicado por vinte por ser esta a quantidade de metanol em cada tubo de ensaio.

Como o propósito da análise foi o de determinar o monômero presente na superfície do cp, necessitou-se calcular a área total deste, a partir das seguintes medidas: $2(1,0 \times 6,5) + 2(1,0 \times 0,25) + 2(6,5 \times 0,25) = 16,75 \text{ cm}^2$ (área total do cp).

O cálculo em microgramas dos valores para cada amostra, foi dividido por esta medida constante de área de superfície, o que possibilitou a obtenção dos resultados em µg/cm², as médias obtidas são descritas no Apêndice G.

4.4 Da análise estatística

Quanto à estatística, utilizou-se o programa computacional *STATISTIX 8 FOR WINDOWS*, sendo aplicada a análise variância e o teste Tukey ao nível de 5%, para cinco dos grupos, a fim de verificar possíveis diferenças estatisticamente significantes entre estes. Empregou-se ainda o teste t de Student (5%), quando se tratavam de apenas duas variáveis, onde se pretendia também observar, se havia ou não, diferenças significativas entre os grupos.

5 RESULTADOS

Da mesma maneira como fora feita a distinção nos capítulos, proposição e material e métodos, os resultados serão apresentados na sequência: resistência flexural e quantidade de monômero residual superficial.

Todos os valores obtidos em cada experimento estão expressos nos Apêndices A,B,E,F e G.

5.1 Resistência flexural

Conforme relatado no capítulo Material e Métodos, os dados obtidos segundo a carga aplicada foram computados em newtons (N) e, a conversão deste para a unidade em megapascal (MPa), deu-se por aplicação da fórmula matemática.

Ao computarem-se os dados para todos os grupos, verificou-se a necessidade de dissociação de dois destes grupos (Qc e Vf1), em relação aos demais, quanto à análise estatística.

Esta medida foi justificada pelo fato do grupo Qc apresentar média de resistência flexural de 50,85MPa, com valores máximo e mínimo respectivamente (56,98MPa e 41,63MPa). Estes valores estão abaixo do mínimo exigido pela norma ISO 1567, para resinas acrílicas de ativação térmica.

Da mesma forma procedeu-se com o grupo Vf1, neste caso especificamente, o teste mecânico não possibilitou a fratura de nenhum dos corpos-de-prova, em

razão de sua alta flexibilidade. Isto implicou em inexistência de dados numéricos que pudessem ser submetidos a análises estatísticas.

A estatística descritiva dos resultados para os demais grupos está expressa na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Médias dos valores de resistência flexural, valores máximo e mínimo encontrados e desvios-padrão para cinco grupos (MPa)

Resistência Flexural	Grupos (n=9)				
	Lt	Vc	Ac	Vw	Vf2
Médias	76,758	83,287	92,629	79,769	85,324
Desvios-Padrão	3,7010	5,1759	2,7383	3,3998	3,3326
Valor mínimo	72,890	71,440	86,770	74,810	78,840
Valor máximo	83,510	88,630	95,330	84,860	88,210

Ao submeter os valores apresentados à análise de variância, evidenciou-se diferença estatisticamente significativa $p=0,000$ ($p<0,05$), entre o grupo Ac e os demais grupos, tendo este alcançado a maior média. O grupo Vf2 apresentou diferença significativa em relação aos grupos Ac, Lt (controle) e Vw. O grupo Vc não apresentou diferenças significativas em relação aos grupos Vf2 e Vw, mas esta foi significativa em relação ao grupo controle. Já o grupo Vw não mostrou diferença significativa em relação ao grupo controle Lt.

A Tabela 5.2 apresenta o resultado do teste Tukey (5%) conforme relatado anteriormente.

Tabela 5.2 – Teste Tukey para os valores de resistência flexural (MPa) para cinco grupos

Resistência Flexural*	Grupos (n=9)				
	Ac	Vf2	Vc	Vw	Lt
Médias (MPa)	92,629	85,324	83,287	79,769	76,758
	A	B	BC	CD	D

* letras maiúsculas diferentes nos grupos demonstram diferença significativa ao nível de 5%, repetições de letras demonstram não haver significância entre grupos.

A Figura 5.1 mostra os resultados dos cinco grupos com as médias para resistência à flexão em MPa.

Figura 5.1 – Gráfico das médias das resistências flexurais (em MPa) para cinco grupos de resinas acrílicas

5.2 Quantidade de monômero residual superficial

Os resultados para esta análise evidenciaram uma grande discrepância de valores para os grupos Qc e Vf1, que mostraram quantidades de monômero residual muito maiores que as apresentadas pelos demais grupos, desta forma, foi aplicada a análise estatística para estes dois grupos em separado.

A análise de estatística demonstrou haver diferenças significativas entre os grupos Qc e Vf1 ($p < 0,05$), comprovada pelo teste t-Student ao nível de 5%. A Tabela 5.3 demonstra as médias e a diferença estatística entre estes grupos.

Tabela 5.3 – Teste t-Student para os valores de monômero residual superficial

Grupo	Qc	Vf1	p	t
Média ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$)	$778,550 \pm 113,35$ A	$1585,800 \pm 105,28$ B	0,000*	-11,668

* Letras maiúsculas diferentes demonstram significância ao nível de 5%.

A análise estatística aplicada para os demais grupos mostrou, à análise de variância, diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$). As médias para quantidade de monômero residual obtidos em $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ estão expressas na Tabela 5.4.

Tabela 5.4 – Médias e desvios-padrão para as quantidades de monômero residual superficial em $\mu\text{g}/\text{cm}^2$

Amostra $\mu\text{g}/\text{cm}^2$	Grupo				
	Lt	Vc	Ac	Vw	Vf2
Média	18,724	18,338	17,428	62,452	54,900
Desvios-padrão	6,4774	3,7029	3,5520	4,1506	3,5943

Ao empregar-se o teste Tukey ao nível de 5%, verificou-se que os grupos Lt, Ac e Vc, não apresentaram diferenças significante entre si, o mesmo ocorreu para os grupos Vw e Vf2, que por sua vez, foram os que evidenciaram os maiores valores de monômero residual, sendo estes estatisticamente significantes em relação aos grupos Lt, Ac e Vc.

A Tabela 5.5 possibilita verificar estas diferenças ao aplicar-se o teste Tukey (5%).

Tabela 5.5 – Teste Tukey para os valores de monômero residual superficial em $\mu\text{g}/\text{cm}^2$, para os grupos analisados

Amostra $\mu\text{g}/\text{cm}^2$	Grupo				
	Lt	Vc	Ac	Vf2	Vw
Médias	18,724	18,338	17,428	54,900	62,452
	A	A	A	B	B

* letras maiúsculas diferentes na linha evidenciam diferença significativa ao nível de 5%

A Figura 5.2 possibilita visualizar-se as médias de quantidade de monômero residual presente na superfície dos corpos-de-prova em $\mu\text{g}/\text{cm}^2$, para os grupos supracitados. A título de ilustração, dispendo-se as médias para todos os grupos em um mesmo gráfico (Figura 5.3), tem-se uma noção das grandes discrepâncias dos resultados obtidos nos grupos Qc e Vf1.

Figura 5.2 – Gráfico relativo às médias para as quantidades de monômero residual superficial em $\mu\text{g}/\text{cm}^2$, sem incluir os grupos Vf1 e Qc

Figura 5.3 – Gráfico das médias para as quantidades de monômero residual superficial em $\mu\text{g}/\text{cm}^2$, ao incluir-se todos os grupos

Não foi determinada nenhuma análise estatística que estabelecesse uma relação inversamente proporcional entre resistência flexural e quantidade de monômero residual, por se tratarem de grandezas diferentes. No entanto, pode-se ter uma idéia da influência de um fator sobre o outro ao observarmos a Figura 5.4.

Figura 5.4 – Gráfico que ilustra a relação entre resistência flexural e quantidade de monômero residual superficial, para todos os grupos investigados

6 DISCUSSÃO

6.1 Da resistência à flexão

O estudo de materiais odontológicos implica na observação de suas características físico-químicas, e do quanto estas influenciam benéficamente ou não o produto final ou a destinação deste material.

Especificamente para a resina acrílica, motivo de nossa pesquisa, a literatura coloca alguns aspectos que devam ser alcançados no material polimerizado para que este seja passível de utilização em meio bucal, dentre estes destacam-se: a compatibilidade tecidual, a boa resistência à tração e à compressão, que se traduz em resistência à fadiga relativamente alta, propriedades térmicas satisfatórias e estabilidade dimensional (CRAIG; POWERS; WATAHA, 2002; VAN NOORT, 2004).

Um dos aspectos mais importantes diz respeito ao risco de fraturas que acomete as próteses totais, para Van Noort (2004), alguns tipos de fraturas estão associados à fadiga flexural e estas podem decorrer de deficiências de processamento, segundo o mesmo autor, a falta de resistência e dureza de uma prótese total são as causas de cerca de 10% das fraturas após três anos de uso.

Fatores como resistência à flexão e dureza, por conseguinte, são diretamente influenciados pelo modo de processamento do material, que abrange relação polímero/monômero, método e ciclo de polimerização. No entanto aspectos de ordem clínica são tão importantes quanto; sabe-se que as fraturas do material podem originar-se com a formação de trincas e de sua propagação em áreas de alta

concentração de estresse em razão da distinção na magnitude da incidência de forças nas áreas basais (DARBAR; HUGGETT; HARRISSON, 1994).

Quanto ao item resistência à compressão, Craig, Powers e Wataha (2002), citaram que para resinas acrílicas de ativação térmica, o valor de 76MPa, como apropriado, o que representaria uma resistência relativamente alta à fadiga (1,6 milhões de flexões antes da falha, sob estresse máximo de 17MPa).

Já a norma ISO 1567 indica que a resistência flexural para resinas acrílicas de ativação térmica convencional, ou por energia de microondas, não deve ser inferior a 65MPa e, da ordem de 60MPa para as de ativação química.

Na pesquisa por nós proposta, foi possível obter-se uma padronização no que tange às dimensões dos corpos-de-prova e a seu acondicionamento, segundo as especificações da A.D.A., o que incluiu ainda a execução do teste em si, que utilizou como parâmetros de ensaio, as condições impostas pelo equipamento.

Pela metodologia determinada pela A.D.A. o estabelecimento das dimensões finais dos cp se daria por recorte e acabamento da placa original de resina, fato que, segundo Sadamori et al. (1990) favorece a um aquecimento da resina, que pode resultar em conversão do monômero residual e, em variações na propriedade do material, que levariam a erros de interpretação. Neste sentido a técnica de processamento dos cp estabelecida nesta pesquisa objetivou reduzir ao máximo variáveis como a anteriormente citada.

Dois grupos não atingiram os valores de resistência mínimos exigidos, sendo estes dissociados da análise estatística realizada para os demais: o Grupo Vf1 (resina quimicamente ativada), cujo teste revelou a sua maior flexibilidade, já que em nenhum dos corpos-de-prova ocorreu fratura e, tornando, portanto inviável qualquer tipo de tradução de resultados em valores numéricos; e o Grupo Qc que obteve

resistência média de 50,85MPa, sendo o valor mínimo de 41,63MPa e máximo de 56,98MPa, abaixo do que rege a norma.

Quanto à resina de ativação química verifica-se que a conversão do monômero em polímero onde o iniciador é um componente químico, não é tão efetiva, quanto aquela onde a temperatura externa é atuante no desencadeamento da reação. Ruyter e Svendsen (1980) e, Stafford et al. (1980) ressaltaram que o maior conteúdo de monômero remanescente na massa de resina atua como plastificante que separa os segmentos da cadeia principal, o que implica em menor formação de cadeias poliméricas, diminuindo a resistência do material.

Nos testes por nós realizados além de não se alcançar em nenhum dos cp fratura da resina (Vf1), pôde-se notar uma deformação elástica permanente observada após a retirada da carga, este fator teria um agravante se considerada a sua aplicação clínica, onde este processo se traduziria em desajuste permanente do material em prejuízo ao seu funcionamento no meio bucal.

Ao analisarem-se os resultados desta propriedade para o Grupo Qc e, em se considerando as características do material, a princípio deveria ser possível obterem-se valores de resistência dentro dos parâmetros mínimos exigidos. Isto porque esta resina utiliza como método de ativação o banho de água aquecida em ciclos rápidos, já que sua proposta é a de proporcionar boas características ao aparelho protético, com agilização da fase de processamento.

O fabricante indica dois ciclos de polimerização para a resina QC-20, optou-se pelo ciclo B (40min em água à 100°C), por entender-se que a relação entre tipo de mufla utilizada e volume de gesso poderia, dificultar a penetração do calor externo ao interior da massa de resina assim, determinou-se este ciclo que na

verdade é indicado para maiores espessuras de resina, no entanto, evidenciaram-se os baixos valores de resistência anteriormente descritos.

Ao nos reportarmos à composição da resina QC-20, nota-se que sua ativação é proporcionada parte por um iniciador químico, parte por ação térmica e, isto permitiria a redução no tempo necessário para sua polimerização. Pavarina et al. (2003) ressaltaram que o fabricante desta resina emprega um agente químico na composição do material que faria aumentar a temperatura de ebulição do monômero.

Jerolimov et al. (1989) descreveram que a concentração do iniciador (peróxido de benzoíla) presente no polímero determina o grau de polimerização, assim, logo após a mistura de pó e líquido a proporção de iniciador e de ativador (dimetil-p-toluidina), evitaria uma grande reação exotérmica, acelerando a polimerização.

Para Al Doori et al. (1988) o monômero que contém aminas terciárias teria uma conversão melhor se na fase inicial de polimerização a decomposição desta amina fosse muito eficiente, o que se traduz em menor quantidade de peróxido de benzoíla remanescente, este fato poderia explicar o baixo desempenho da resina QC-20 para a propriedade estudada nesta pesquisa, muito embora Dixon e Breeding (1992), tivessem verificado valores de resistência flexural similares aos encontrados para uma resina polimerizada em ciclo longo, em uma resina de mesma proposta da QC-20, já Pavarina et al. (2003) encontraram valores mais baixos de resistência flexural da QC-20 em relação à resina Lucitone 550.

Caul e Schoonover (1949) verificaram que um menor grau de polimerização afeta significativamente a resistência do material e, que para que seja efetivo este

processo o meio externo deve propiciar um aquecimento da massa de resina suficiente para permitir um maior grau de conversão do monômero.

Sabe-se que o aquecimento da resina se dá através da condução térmica da mufla e do gesso para então atingir o material. Quando o processo de polimerização inicia-se a reação exotérmica inerente ao material onde o calor não é bem dissipado devido à baixa condutividade térmica proporcionada, tanto pela resina quanto pelo gesso, desta forma, o controle de temperatura, sobretudo no início do ciclo, é fundamental para que a temperatura interna da resina não atinja níveis que promovam ebulição do monômero, mas que por outro lado deve ser suficiente para proporcionar gradativa conversão do monômero.

Considerando-se que o processo de inclusão foi padronizado para todos os grupos, inclusive para o Vf2, no qual aplicou-se um ciclo de polimerização adicional de 100°C por 30min e, onde foram encontrados valores de resistência tidos como satisfatórios, não se pode atribuir influência significativa do tipo de metodologia empregada nesta etapa laboratorial à qualidade da resina polimerizada.

Para os grupos onde se empregou o ciclo lento convencional em banho de água aquecida de 72°C por 9h e em seguida, elevou-se a temperatura a 100°C permanecendo-se nesta por mais uma hora (Grupos Lc e Vc), determinaram-se altos valores de resistência flexural. Isto corrobora com os achados de autores como (BLAGOJEVIC; MURPHY, 1999; HARRISON; HUGGETT, 1992; HUGGETT; BROOKS; BATES, 1984; KIMPARA, 2001), que atentaram para o fato de que ao final do ciclo a elevação da temperatura promoveria uma maior conversão do monômero ainda presente na massa de resina, porém este monômero estaria presente em valores bem menores do que ao início do ciclo, minimizando-se o risco

de sua ebulição e possível ocorrência de porosidades, e que isto se traduziria em ganho nas propriedades físicas do material.

Para Harman (1949) a resistência e a dureza da resina após o seu processamento em 9h a 71°C seria igual à obtida em um ciclo de uma hora a 71°C e ebulição final por 30min. Já Cucci et al. (1998), encontrou os maiores valores para resistência flexural para a resina Lucitone 550, que embora polimerizada em ciclo curto, teve o aquecimento final em 100°C por 30min, dados estes confirmados pelos valores por nós encontrados e, que reforçam a importância da elevação da temperatura ao final do ciclo.

Além da graduação da temperatura durante o ciclo de processamento da resina, há que se considerar o aumento da pressão como um fator importante para que o monômero se converta em polímero de modo mais efetivo (FARAJ; ELLIS, 1979).

Aydin e Ylmaz (2002) encontraram valores de resistência à flexão para resinas de ativação térmica em média de 85,47MPa e, que eram muito maiores aos encontrados para a resina de ativação química.

Em nosso estudo, não considerando os grupos anteriormente citados, os demais apresentaram valores de resistência à flexão com poucas discrepâncias. Estes dados confirmam os achados de Alkhatib et al. (1990) que ao compararem resinas de polimerização convencional e por microondas, não encontraram variações importantes.

Os resultados por nós obtido no Grupo Vf2 evidenciaram um aspecto importante, onde uma resina de ativação química recebeu um aquecimento adicional por 30min à 100°C em água, obteve valores de resistência à flexão dentre os melhores observados entre todos os grupos (com média de 85,32MPa). Neste caso

a conversão do monômero se deu tanto por ação do ativador químico, como por desencadeamento térmico, o que tornou mais efetiva sua polimerização. Autores como Lee, Lai e Hsu (2002), Nunes de Mello et al. (2003) e Ogawa, Tanaka e Koyano (2000), confirmaram a melhora nas propriedades mecânicas da resina de ativação química, quando esta recebeu um ciclo adicional de aquecimento em água.

Quanto às resinas acrílicas formuladas para polimerização em energia de microondas, verificou-se que o Grupo Ac apresentou os maiores valores de resistência em relação aos demais grupos. Analisando comparativamente as propriedades das resinas, Frangou e Polyzois (1993) encontraram similaridades de resultados para resinas polimerizadas de modo convencional e por microondas.

Lai et al. (2004) revelaram valores de resistência flexural algo menores para a polimerização em microondas. Já Shlosberg et al. (1989) obtiveram valores similares para ambas as técnicas, enquanto que Yunus, Harrisson e Huggett (1994) encontraram os mais altos valores de resistência flexural para polimerização em microondas, atribuída a mais efetiva conversão do monômero.

O ciclo preconizado para a resina Acron-MC é o mais curto dentre os empregados na pesquisa. A recomendação do fabricante que indica um ciclo de 3min a uma potência de 500W, foi alterado proporcionalmente ao modo de estabelecimento de relação tempo/potência do forno de microondas por nós utilizado no trabalho, para 4min a 60% da potencia máxima do forno que era de 800W. Autores como Ilbay, Güvener e Alkumru (1994) verificaram que ciclos desta ordem proporcionam adequada polimerização da resina mesmo que esta não seja formulada especificamente para uso em forno de microondas.

A necessidade de adequação da relação tempo/potência, que advém do fato de se utilizar um forno de microondas doméstico, seria para De Clerck (1987), um

fator limitante dentro da pesquisa e mais bem estabelecido se fosse empregado um equipamento especialmente construído para esta finalidade. Acreditamos que isto realmente determinaria uma condição ideal, no entanto, não representaria uma realidade, pois na prática laboratorial diária o uso recai aos equipamentos comercialmente em uso e, além do que os próprios fabricantes de resinas orientam o usuário quanto a melhor maneira de estabelecer o *modus operandi*.

A questão recairia então, em como explicar que um ciclo de polimerização que emprega um tempo muito menor, produza um material com características tão boas quanto ou ainda melhores, que o polimerizado no modo convencional.

Ainda para De Clerck (1987) uma das explicações estaria no fato de o calor ser dispensado mais rapidamente na polimerização em microondas já que neste processo, o calor é gerado pelas próprias moléculas de resina, não dependendo, portanto de uma movimentação passiva conseqüente do calor externo como ocorre no modo convencional, no entanto autor ressalta que fatores como volume do gesso e sua quantidade de água, podem afetar o grau de polimerização. Para Al Doori et al. (1988) todo material aquecido em microondas tem moléculas polarizadas e este fator permite o seu aquecimento e independe de condutividade térmica. Neste sentido, Lai et al. (2004) citaram como vantagem do ciclo em microondas o fato do aquecimento da resina ser uniforme, ou seja, sua área externa e interna tem a mesma temperatura esta é alcançada rapidamente.

Outra forma de explicar o mecanismo de polimerização deste tipo de resina acrílica seria buscar as possíveis alterações em sua composição. No caso da resina Acron-MC o fabricante não disponibiliza estes dados fato que dificulta qualquer análise neste sentido. Segundo autores como Rodriguez Garcia e Del Bel Cury (1996) e, Sanders, Levin e Reitz (1987), a variação para esta resina, estaria em não

se utilizar o metilmetacrilato e sim uma mistura de metil e etilmetacrilato, que por sua vez determinaria uma menor pressão de vapor, fato que permitiria a elevação da temperatura de processamento sem que se atingisse o ponto de ebulição do monômero, incorrendo em menor porosidade e, em maior resistência do material.

Archadian et al. (2000), consideraram a presença de agentes de ligação cruzada como sendo responsáveis por aumento da resistência e da dureza de superfície, no entanto para Blagojevic e Murphy (1999) não foi possível estabelecer-se este tipo de associação.

Nishii (1968), ressaltou que o aumento do tempo de irradiação incrementou os valores de propriedades como flexão transversa. Em nosso estudo o grupo Vw foi polimerizado em microondas em um ciclo mais longo onde ao final (5min) aumentou-se a potência, esta resina apresentou valores de resistência não significantes em relação ao grupo controle.

No tocante ao possível efeito que a maior concentração de monômero residual teria sobre a resistência flexural da resina, vários trabalhos consideram a relação inversamente proporcional de causa e efeito para estes dois fatores (ARAB; NEWTON; LLOYD, 1989; BEECH, 1974; BLAGOJEVIC; MURPHY, 1999; DOGAN et al., 1995; JEROLIMOV et al., 1985).

Jerolimov et al. (1989) notaram que embora o ciclo longo proporcionasse menor quantidade de monômero residual que o ciclo curto, isto não implicava em alterações nas propriedades do material. Em nossos achados a diminuição significativa da resistência evidenciou-se nos grupos onde a quantidade de monômero residual era muito maior que no grupo controle.

6.2 Da análise do monômero residual

Para Anusavice (1996) a quantidade de monômero residual em resinas de ativação química seria dez vezes maior do que a encontrada em resinas de ativação térmica. Austin e Basker (1980) citaram que há correlação entre a presença de monômero residual e a irritação tecidual que pode ser promovida por este e, ressaltaram que, corpos-de-prova produzidos em ciclos curtos de polimerização podem conter até sete vezes mais monômero residual do que os polimerizados em ciclo longo.

Em nosso estudo, a quantidade de monômero residual foi cerca de 84 vezes maior para o Grupo de Vf1 e, 41 vezes maior para o Grupo Qc, em relação ao grupo controle, estes valores são muito maiores aos reportados na literatura. Baker, Brooks e Walker (1988), comprovaram altos níveis de liberação de monômero residual em saliva para resinas de ativação química.

A possibilidade da ocorrência de efeitos irritativos ou de processos alérgicos em razão da presença de monômero residual no meio bucal é relatada por uma série de autores (BAKER; BROOKS; WALKER, 1988; BARTOLOTTA, 1966; BASKER; HUNTER; HIGHET, 1990; DEVLIN; WATTS, 1984; FERNSTRON; O'QUIST, 1980; FISHER, 1956; GIUNTA; GRAUER; ZABLOTSKY, 1979) que salientaram a necessidade da presença de fatores predisponentes para que ocorra uma reação alérgica típica e, que a maioria manifesta-se como uma irritação tecidual inerente à presença de maiores concentrações de monômero residual.

No concernente ao estudo destas concentrações, Harrisson e Huggett (1992), Honorez et al. (1989), Jerolimov, Krhen e Besic (1991), Kimpara (2001), Stafford et

al. (1980) e Szabó et al. (1987), obtiveram os maiores graus de conversão do monômero, para os ciclos longos, onde ao final eleva-se a temperatura até a ebulição da água, ao contrário do que ocorre para os ciclos curtos onde a chance de ocorrência de elevada taxa de monômero é grande, o que implica em ocorrência de porosidades.

Peyton e Craig (1974) relataram que durante o processo de polimerização a quantidade de monômero diminui rapidamente em um primeiro momento e depois de modo mais lento e constante.

Segundo Dogan et al. (1995) quanto maior a quantidade de monômero residual presente, maior o nível de absorção de água, sobretudo para aquele oriundo da superfície do material.

Vários autores (BAKER; BROOKS; WALKER, 1988; BARTOLONI et al., 2000; JORGE et al., 2003; NYQUIST, 1964; SMITH; BAINS, 1956; VALLITTU, 1996), colocaram que a minimização do monômero residual presente na superfície do material seria promovida mediante a sua imersão por cerca de vinte e quatro horas em água, previamente à sua instalação na boca.

Entretanto, pesquisas como as de Austin e Basker (1980) e de Kimpara (2001), verificaram que o conteúdo de monômero residual presente em resina polimerizadas de modo convencional não fora removido por imersão em água.

Para Lamb, Ellis e Priestley (1983) o armazenamento da peça prévio à instalação seria importante sendo que, a água deve estar a temperaturas que variem de 37°C a 55°C para que se promova efetiva diminuição do monômero superficial.

O fator aumento da temperatura, efetivamente pode resultar em maior conversão do monômero mesmo após o material estar polimerizado. A preocupação em não ter esta influência quando da extração do monômero residual veio desde a

elaboração dos cp até ao modo como se daria esta extração, onde optamos pela remoção de sua superfície por uso de um solvente (metanol), sem promover o fracionamento do material em partes menores como anteriormente citado.

O grupo Qc que se propõe à polimerização térmica em ciclo rápido, apresentou em ordem decrescente, altas concentrações de monômero residual ($778,55 \mu\text{g}/\text{cm}^2$). Autores como Al Doori et al. (1988), Harrisson e Huggett (1992), Jerolimov et al. (1989), Kedjarune, Charoenworluk e Koontongkaew (1999), McCabe, Basker (1976), Smith e Bains (1956), verificaram haver um menor grau de conversão do monômero para ciclos muito curtos, muito embora as concentrações de monômero residual por nós observadas foram bem maiores do que as encontradas na literatura.

Estes dados se contrapõem aos encontrados por Bartoloni et al. (2000) que pesquisando uma resina formulada para polimerização térmica em ciclo rápido por água (20min/100°C), não verificaram uma conversão menor do monômero para este método de polimerização, em relação a resinas polimerizadas ciclos longos convencionais em banho de água ou mesmo em forno de microondas.

Frangou e Polyzois (1993), consideraram que independentemente do tipo de resina que se deseja utilizar há uma relação direta entre o aumento controlado da temperatura de polimerização, com a diminuição do monômero residual e, que isto se reflete invariavelmente em aumento da resistência do material.

Já para autores como Underwade e Sidhaye (1989) e Yau et al. (2002), o aumento da pressão durante a polimerização da resina, contribuiria sobremaneira para a diminuição do monômero residual, pois esta aceleraria a inicialização da polimerização, além disso, elevaria a temperatura de ebulição do monômero.

Algumas das resinas pesquisadas apresentaram proporções monômero/polímero, diferentes da relação usual de 3:1, caso dos grupos Lt, Vc, Qc, apesar disto não foi possível associar este fato aos resultados dos testes realizados. Para Jerolimov et al. (1985) a seleção do ciclo de polimerização tem maior influência maior sobre os níveis de monômero residual do que a relação pó/líquido. Muito embora Lamb, Ellis e Priestley (1983) considerarem que para resinas de ativação química o controle dessa relação se faz importante.

Um dado importante encontrado foi a drástica diminuição da quantidade de monômero para o Grupo Vf2, grupo este que surgiu de uma variação do processo usual de polimerização de resinas de ativação química. O seu aquecimento adicional em água, mesmo por um curto período, determinou níveis de monômero da mesma ordem que ciclos longos convencionais ou de microondas. Lee, Lai e Hsu (2002), Nunes de Mello (2003), Ogawa, Tanaka e Koyano (2000) confirmaram o maior grau de conversão do monômero para resinas de ativação química quando submetidas a um ciclo adicional em água aquecida.

Quanto ao emprego de microondas, os valores encontrados evidenciaram a altas taxas de conversão do monômero e, conseqüentes baixos níveis deste liberados na superfície. As menores quantidades foram observadas nas resinas de polimerização térmica convencional (Lt e Vc) e, em microondas Ac, sendo seus valores estatisticamente significantes em relação aos grupos Vw e Vf2. Apesar disto não se pode afirmar que estes resultados se traduzam em implicações de ordem clínica, nem do ponto de vista de irritação tecidual, nem quanto ao aspecto de menor resistência mecânica do material já que, conforme relatado anteriormente, estes grupos apresentaram valores para esta propriedade que estão de acordo com o estabelecido pela norma ISO 1567.

Outros caminhos apontam para métodos alternativos que determinem características mecânicas apropriadas, aliadas à diminuição ou mesmo eliminação, da presença do monômero residual, como os que apresentam pesquisas recentes (PFEIFFER; ROLLEKE; SHERIF, 2005), em torno da elaboração de novas composições de materiais para bases de próteses totais.

6.3 Considerações finais

Esta pesquisa intencionou analisar diferentes metodologias de polimerização das resinas acrílicas, onde ao padronizar-se o processo de inclusão e de dimensionamento dos corpos-de-prova, fosse possível avaliar características do material polimerizado como as anteriormente descritas e, verificar se os parâmetros estabelecidos nos ciclos, sobretudo nos preconizados pelos fabricantes condiziam com a viabilização do material para uso clínico.

Um dos pontos que mais chamaram atenção quando da obtenção dos resultados, foi o fato de que o tipo de resina, que teria como principal vantagem o ciclo curto de polimerização em água aquecida, mostrou notadamente um produto final de baixa qualidade (grupo Qc). Em contrapartida, há de se ressaltar a melhora marcante nas características da resina acrílicas de ativação química, quando da variação de técnica (grupo Vf2), manobra que solucionou em parte, os pontos desfavoráveis no uso deste material.

Confirmou-se o bom desempenho do processo convencional em ciclo longo e, dos métodos em microondas, o que reafirma a indicação destas técnicas enaltecendo as vantagens deste último, quanto à rapidez de processamento e a relativa simplicidade de técnica.

Acreditamos na importância da realização de novos estudos, para um melhor entendimento dos mecanismos de polimerização por energia de microondas, tais como a relação entre o aquecimento da resina e da água contida no gesso de inclusão, ou ainda, procurar-se elucidar como as características contidas na composição da resina, atuam de modo a propiciarem que a polimerização em um ciclo extremamente curto determine um produto final de qualidade tão satisfatória.

7 CONCLUSÕES

Dentro da metodologia empregada nesta pesquisa e dos resultados obtidos, julga-se poder concluir que:

- 7.1 Os grupos Lt, Vc, Ac, Vw e Vf2, apresentaram valores de resistência flexural, que estão em conformidade com os estabelecidos pela norma ISO 1567.
- 7.2 O grupo Ac teve o melhor desempenho com relação a resistência flexural, obtendo resultados estatisticamente significantes em relação aos demais grupos. Este ainda mostrou um dos mais baixos níveis de monômero residual liberado na superfície do material;
- 7.3 O grupo Vw apresentou diferenças significantes em relação ao grupo controle, no que tange à maior quantidade de monômero residual, já quanto a resistência à flexão esta diferença não foi observada.
- 7.4 O aquecimento adicional em banho de água da resina de ativação química (grupo Vf2), propiciou uma diminuição considerável dos níveis de monômero residual e, ao mesmo tempo determinou o aumento da resistência flexural do material.
- 7.5 Os maiores níveis de monômero residual superficial foram encontrados nos grupos Qc e Vf1, ao mesmo tempo em que os mesmos apresentaram resistência flexural não condizente com valores mínimos indicados para resinas acrílicas;
- 7.6 A análise dos dados obtidos para os testes realizados sugere que, houve uma relação inversamente proporcional entre resistência flexural e quantidade de monômero residual superficial.

REFERÊNCIAS³

Al Doori D, Huggett R, Bates JF, Brooks SC. A comparison of denture base acrylic resins polymerized by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. *Dent Mater* 1988;4:25-32.

Alkhatib MB, Goodacre CJ, Swartz ML, Munoz-Viveros CA, Andres CJ. Comparison of microwave polymerized denture base resins. *Int J Prosthodont* 1990;3(3):249-55.

American Dental Association. Specification nº12 for denture base polymers. Councils on Dental Materials and Devices, Reports of Councils and Bureaus. *J Am Dent Assoc* 1975;90:39-49.

Anusavice KJ. *Phillips science of dental materials*. 10ª ed. Philadelphia: WB Saunders Company;1996.p.237-71.

Arab J, Newton JP, Lloyd CH. The effect of an elevated level of residual monomer on the whitening of a denture base and its physical properties. *J Dent* 1989;17:189-94.

Archadian N, Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Flexural strength of rebased denture polymers. *J Oral Rehabil* 2000;27:690-6.

Ariolli Filho JN, Domitti SS, Consani S. Influência das resinas acrílicas, técnicas de polimerização e tempo de armazenamento na movimentação dental em prótese total superior. *PCL* 1999;1(4):303-8.

Aydin C, Yilmaz H. Effect of glass fiber reinforcement on the flexural strength of different denture base resins. *Quintessence Int* 2002;33:457-63.

Austin AT, Basker RM. The level of residual monomer in acrylic denture base materials. *Br Dent J* 1980;149:281-6.

Azzarri MJ, Cortizo MS, Alessandrini JL. Effect of curing conditions on the properties of acrylic denture base resins microwave-polymerized. *J Dent* 2003;31:463-68.

³De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Baker S, Brooks SC, Walker DM. The release of residual monomeric methyl methacrylate from acrylic appliances in the human mouth: An assay for monomer in saliva. J Dent Res 1988;67(10):1295-99.

Barboza DB, Souza RF, Lucas MG, Leles CR, Compagnoni MA. Resistência à flexão de resina acrílica polimerizada por energia de microondas. Cienc Odontol Bras 2003;6(2):72-9.

Bartoloni JA, Murchison DF, Wofford DT, Sarkar NK. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. J Oral Rehabil 2000;27:488-93.

Bartolotta C. Su di un caso con manifestazioni mucose di tipo allergico e di aspetto lichenoidale in seguiti all'applicazione di protesi in resina. Minerva Stomatol 1966;15(6):459-61.

Basker RM, Hunter AM, Highet AS. A severe asthmatic reaction to poly(methylmethacrylate) denture base resin. Br Dent J 1990;169:250-1.

Beech DR. Molecular weight distribution of denture base acrylic. J Dent 1974;3:19-24.

Blagojevic V, Murphy VM. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. J Oral Rehabil 1999;26:804-8.

Caul HJ, Schoonover IC. A method for determining the extent of polymerization of acrylic resins and its applications for dentures. J Am Dent Assoc 1949;39(1):1-9.

Cerveira Netto H. Prótese total mucossuportada: Resumo de aulas teóricas e comentários. São José dos Campos, 1996. [Apostila da Disciplina de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos-UNESP].

Collin BB. Introdução a métodos cromatográficos. 7ª ed. Campinas: Unicamp; 1997. 230p.

Corrêa GA. Alterações dimensionais da prótese total superior na região posterior (post-dam): contribuição para seu estudo. Parte II - Quanto aos orifícios no modelo Rev ABO Nac 1994;2(3):192-8.

Craig RG. Restorative dental materials. 10ªed. Saint Louis: Mosby, 1997. 584p.

Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Materiais dentários propriedades e manipulação. 7ªed São Paulo: Santos; 2002. p.257-72.

Cucci ALM, Vergani CE, Giampaolo ET, Afonso MCS. Water sorption, solubility and bond strength of two auto polymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. J Prosthet Dent 1998;80:434-8.

Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Stress analysis techniques in complete dentures. J Dent 1994;22:259-64.

De Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. Dent Technol 1987;57(5):650-8.

Del Bel Cury AA, Rodrigues Junior AL, Panzeri HG. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de banho de água e quimicamente ativada: propriedades físicas. Rev Odontol Univ S Paulo 1994;8(4):243-9.

Del Bel Cury AA , Rached RN, Ganzarolli SM. Microwave – cured acrylic resins and silicone-gypsum moulding technique. J Oral Rehabil 2001;28:433-38.

Devlin H. Acrylic monomer – Friend or Foe? Quintessence Dent Technol 1984;8(8):511-12.

Devlin H, Watts DC. Acrylic “Allergy”? Br Dent J 1984;157:272-5.

Dixon DL, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. J Prosthet Dent 1992;67(3):417-9.

Dogan A, Bek B, Çevik NN, Usanmaz A. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. J Dent 1995;23:313-8.

Faraj JAA, Ellis B. The effect of processing temperatures on the exotherm, porosity and properties of acrylic denture base. Br Dent J 1979;147:209-12.

Fernström AIB, Öquist G. Location of the allergenic monomer in warm-polimerized acrylic dentures. Swed Dent J 1980;4:253-60.

Fisher AA. Allergic sensitization of the skin and oral mucosa to acrylic resin denture materials. *J Prosthet Dent* 1956;6(5):593-602.

Frangou MJ, Polyzois GL. Effect of microwave polymerization on indentation creep, recovery and hardness of acrylic denture base materials. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1993;1(3):111-15.

Giunta JL, Grauer I, Zablotsky N. Allergic contact stomatitis caused by acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1979;42(2):188-90.

Hayden WJ. Flexural strength of microwave-cured denture baseplates. *Gen Dent* 1986;34(5):269-84.

Harman IM. Effects of time and temperature on polymerization of a methacrylate resins denture base. *J Amer Dent Assoc* 1949;38:188-203.

Harrison A, Huggett R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. *J Dent* 1992;20(6):370-4.

Honorez P, Catalan A, Angnes U, Grimonster J. The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1989;61(4):510-7.

Huggett R, Bates BDS, Knott NJ. A comparison of some properties of denture base acrylic resins polymerized by dry and wet curing systems. *Quintessence Dent Technol* 1987;11(4):265-9.

Huggett R, Brooks SC, Bates SF. The effect of different curing cycles on levels of residual monomer in acrylic resin denture base materials. *Quintessence Dent Technol* 1984;8(6):365-71.

Ilbay SG, Güvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. *J Oral Rehabil* 1994;21(1):103-9.

International Standardization Organization. Dentistry - denture base polymer – ISO 1567. 3rd ed. Genève: ISO; 1999-2002. 27p.

Jagger DC, Harrison A, Al-Marzoug K. Effect of the addition of poly(methylmethacrylate) beads on some properties of acrylic resin. *Int J Prosthodont* 2000;13(5):378-82.

Jagger DC, Jagger RG, Allen SM, Harrison A. An investigation into the transverse and impact strength of 'high strength' denture base acrylic resins. *J Oral Rehabil* 2002;29:263-7.

Jerolimov V, Krhen J, Besic J. The role of residual monomer in PMMA Powder and methods of polymerization in the finding of residual monomer in poly(methylmethacrylate) denture base. *Acta Stomatol Croat* 1991;25(1):17-23.

Jerolimov V, Brooks SC, Huggett R, Bates JF Rapid curing of acrylic denture-base materials. *Dent Mater* 1989;5:18-22.

Jerolimov V, Huggett R, Brooks SC, Bates BDS. The effect of variations in the polymer/monomer mixing ratios on residual monomer levels and flexural properties of denture base materials. *Quintessence Dent Technol* 1985;9(7):431-4.

John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent* 2001;86:424-7.

Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE. Cytotoxicity of denture base acrylic resins: A literature review. *J Prosthet Dent* 2003;90:190-3.

Kalipçılar B, Karaagaçlıoğlu L, Hasanreisoglu U. Evaluation of the level of residual monomer in acrylic denture base materials having different polymerization properties *J Oral Rehabil* 1991;18:399-401.

Kaarber S. Allergy to dental materials. *Int Dent J* 1990;40(6):359-65.

Kedjarune U, Charoenworarluk N, Koontongkaew S. Release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins: Cytotoxicity testing related to residual monomer. *Aust Dent J* 1999;44(1):25-30.

Kimpara ET. Avaliação dos ciclos de polimerização da resina acrílica para base de prótese total [Tese de Livre-Docência]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2001.115p.

Lai C-P, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay H-H. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dent Mater* 2004;20:133-41.

Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. 1983 *J Dent*;11(1):80-8.

Lassila LVJ, Vallittu PK. Denture base polymer Allident Sinomer: mechanical properties, water sorption and release of residual compounds. *J Oral Rehabil* 2001;28:607-13.

Lee SY, Lai YL, Hsu TS. Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin. *Eur J Oral Sci* 2002;110:179-83.

McCabe JF, Basker RM. Tissue sensitivity to acrylic resin. *Br Dent J* 1976;140:347-50.

Nunes de Mello JA, Braun KO, Rached RN, Del-Bel-Cury AA. Reducing the negative effects of chemical polishing in acrylic resins by use of an additional cycle of polymerization. *J Prosthet Dent* 2003;89:598-602.

Muench A, Ueti M. Alterações das posições dos dentes, em uma prótese total, em função do material de inclusão. *Rev Fac Odontol São Paulo* 1974;12(1):131-38.

Mutlu G, Huggett R, Harrison A. Factors that affect the rheologic properties of acrylic resin denture base materials. *J Prosthet Dent* 1994;71(2):186-91.

Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *J Osaka Dent Univ* 1968;2:23-40.

Nyquist G. The biological effect of monomeric acrylic. *Int Dent J* 1964;14(2):242-6.

Ogawa T, Tanaka M, Koyano K. Effect of water temperature during polymerization on strength of auto polymerizing resin. *J Prosthet Dent* 2000;84(2):222-24.

Paes Junior TJA, Marchini L, Kimpara ET. Estudo *in vitro* da porosidade da resina acrílica ativada termicamente através de ciclo longo x energia de microondas. *Pós-Grad Rev Fac Odontol S J Campos* 1999;2(2):36-42.

Pavarina AC, Machado AL, Giampaolo ET, Vergani CE. Effects of chemical disinfectants on the transverse strength of denture base acrylic resins. *J Oral Rehabil* 2003;30:1085-89.

Peyton FA. History of resins in dentistry. *Dent Clin N Amer* 1975;19(2):211-22.

Peyton FA, Craig RG. *Materiales dentales restauradores*. 2ªed. Trad. Ricardo Luiz Macchi. Buenos Aires: Ed. Mundi; 1974. 533p.

Pfeiffer P, Rolleke C, Sherif L. Flexural strength and moduli of hypoallergenic denture base materials. *J Prosthet Dent* 2005;93:372-7.

Reitz VP, Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. *Physical properties*. *Quintessence Int* 1985;8:547-51.

Rodriguez Garcia RC, Del Bel Cury AA. Reembasamento de bases de prótese: método convencional e por microondas. *Rev Odontol Univ São Paulo* 1996;10(4):295-302.

Ruyter IE, Oysaед H. Conversion in denture base polymers. *J Biomed Mat Res* 1982;16:741-54.

Ruyter IE, Svendsen A. Flexural properties of denture base polymers. *J Prosthet Dent* 1980;43:195-204.

Sadamori S, Kotani H, Hamada T. The usage período of dentures and their residual monomer contents. *J Prosthet Dent* 1992;68(2):374-6.

Sadamori S, Ganefiyanti T, Hamada T, Arima T. Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. *J Prosthet Dent* 1994;72:19-22.

Sadamori S, Shigeto N, Hamada T, Kyuichiro A. method of determining residual monomer in acrylic resin using methyl ethyl ketone. *Aust Dent J* 1990; 35(6):509-13.

Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Porosity in denture acrylic resin cured by microwave energy. *Quintessence Int* 1987;22(3):181-6.

Shlosberg SR, Goodacre CJ, Munoz CA, Moore BK, Shnell RJ. Microwave energy polymerization of poly (methil methacrilate) Denture base resin. *Int J Prosthodont* 1989;2(5):453-8.

Silva FAP, Silva TBP, Rached RN, Del Bel Cury AA. Effect of intrinsic pigmentation on the flexural strenght of a microwave cured resin. *Braz Dent J* 2002;13(3):205-7.

Stafford GD, Bates JF, Huggett R, Handley RW. A review of the properties of some denture base polymers *J Dent* 1980;8(4):292-306.

Smith DC, Bains ME. The detection and estimation of residual monomer in polymethyl methacrylate *J Dent Res* 1956;35(1):16-24.

Sweeney WT. Denture base materials: acrylic resins. *J Am Dent Assoc* 1939;26:1863-73.

Szabó G, Stafford GD, Huggett R, Brooks SC. The loss of residual monomer from denture base polymers coated with na ultraviolet light-activated polymer. *Dent Mater* 1987;3:64-6.

Tamaki T. *Dentaduras completas*. 4^a ed rev. atual. São Paulo: Sarvier; 1988. 286p.

Taylor PB. Acrylic resins: their manipulation. *J Am Dent Assoc* 1941; 28:373-87.

Undurwade JH, Sidhaye AB. Curing acrylic resin in a domestic pressure cooker: a study of residual monomer content. *Quintessence Int* 1989;20:123-29.

Vallittu PK. The effect of surface treatment of denture acrylic resin on the residual monomer content and its release into water. *Acta Odontol Scand* 1996;54(3):188-92.

Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. *Dent Mater* 1995;11:338-42.

Van Noort R. *Introdução aos materiais dentários*. 2^aed. Porto Alegre: Artmed; 2004. p.245-56.

Winkler S. Denture base resins. *Dent Clin N Amer* 1984;28(2):287-97.

Winston WLC, Donovan TE, Daftary F, Siu TM. Effect of chilled monomer on working time and transverse strength of three autopolimerizing acrylic resins. J Prosthet Dent 1988;60(1):124-6.

Woelfel JB. Processing complete dentures. Dent Clin N Amer 1977;21(2):329-38.

Yau WFE, Cheng YY, Clark RKF, Chow TW. Pressure and temperature changes in heat-cured acrylic resin during processing. J Oral Rehabil 2002;18:622-29.

Yilmaz H, Aydin C, Çağlar A, Yasar A. The effect of glass fiber reinforcement on the residual monomer content of two denture base resins. Quintessence Int 2003;34(2):148-53.

Yunus N, Harrisson A, Huggett R. Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels of an acrylic resin repair material. J Oral Rehabil 1994;21:641-8.

APÊNDICE A - Valores das cargas aplicadas (N), no momento da ruptura dos cp, para análise de resistência flexural

Grupos	Repetições (N)								
	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX
Lt	75,88	68,4	62,52	56,14	63,62	55,65	63,99	61,9	62,76
Vc	67,3	60,31	78,82	71,83	68,52	72,08	73,3	69,26	73,18
Ac	80,05	76,74	78,33	68,03	82,01	80,17	78,7	68,4	78,45
Vw	62,15	69,01	67,18	66,56	66,56	72,57	60,68	70,36	66,93
Qc	34,69	44,13	39,23	45,48	41,19	45,85	37,63	46,21	48,05
Vf1	***	***	***	***	***	***	***	***	***
Vf2	72,32	68,03	77,35	76,61	76,37	56,02	69,38	66,19	66,93

APÊNDICE B – Valores de resistência flexural (MPa) para todas as repetições

Grupo	Repetições (MPa)								Média
	I	II	III	IV	V	VII	VIII	IX	
Lt	83,51	80,62	78,9	73,13	76,34	77,48	72,89	73,68	76,76
Vc	80,04	71,44	88,63	85,43	82,48	88,31	84,82	83,81	83,29
Ac	94,36	93,99	93,15	95,33	90,06	91,7	86,77	93,39	92,63
Vw	82,81	78,71	79,87	78,6	84,86	79,6	75,47	74,81	79,77
Qc	41,63	51,3	46,24	55,01	49,14	46,63	56,98	56,02	50,85
Vf1	***	***	***	***	***	***	***	***	***
Vf2	85,58	78,84	87,64	87,58	86,7	88,21	88,05	81,17	85,32

APÊNDICE C - Cromatogramas de amostras-padrão do metilmetacrilato (líquido), para as resinas acrílicas: A - Lucitone 550 (32,0 µg/ml); B - Vipi-Cril (32,18 µg/ml); C - Acron-MC (30,08 µg/ml); D - Vipi-Wave (38,9 µg/ml); E - QC-20 (31,8 µg/ml); F - Vipi-Flash (37,7 µg/ml), (o pico do monômero é o indicado pela seta)

APÊNDICE D – Gráficos representativos das curvas de calibração do monômero, para cada uma das resinas acrílicas estudadas e, respectivas fórmulas de conversão

APÊNDICE E – Valores das áreas para o pico do monômero residual de cada uma das repetições

Amostra	Repetições	Grupo						
	Área	Lt	Vc	Ac	Vw	Qc	Vf1	Vf2
I	1	493619	183176	186599	318027	495433	506169	783861
	2	513853	176127	237377	313863	515566	524369	811313
	3	523005	211255	177882	314845	512119	543000	754160
	média	510159	190186	200619	315578	507706	524513	783111
II	1	199440	205600	201778	391096	501260	440392	803454
	2	196505	216309	245198	317470	520062	442583	763366
	3	205664	210146	180412	312732	537978	440716	855334
	média	200536	210685	209129	340433	519767	441230	807385
III	1	160970	258970	326714	338142	521049	503915	755438
	2	161605	254679	323089	283801	507420	500097	740078
	3	194902	263959	342033	278065	545460	506342	726650
	média	172492	259203	330612	300003	524643	503451	740722
IV	1	239504	314779	181027	306609	582246	479309	841372
	2	249795	322407	272278	300264	543611	480879	842348
	3	243581	318287	271118	287498	562408	487036	869228
	média	244293	318491	241474	298124	562755	482408	850983
V	1	203111	202614	248443	273342	704125	463235	728220
	2	221871	219911	230554	295100	704123	507430	734532
	3	227055	196795	291678	264000	711059	506486	693837
	média	217346	206440	256892	277481	706436	492384	718863

APÊNDICE F – Valores em $\mu\text{g/ml}$ da quantidade de monômero residual superficial para as repetições em cada grupo

Amostra $\mu\text{g/ml}$	Grupo						
	Lt	Vc	Ac	Vw diluição 2/5	Qc diluição 0,5/10	Vf1 diluição 0,2/10	Vf2
I	25,21	12,59	11,89	53,7	586,6	1430	46,15
II	12,98	13,8	12,38	57,38	600,6	1192	47,54
III	11,87	16,67	19,37	51,31	606,2	1370	43,72
IV	14,71	20,19	14,24	51,1	650,4	1310	50,03
V	13,64	13,55	15,12	48,04	816,4	1338,5	42,47

APÊNDICE G – Valores em $\mu\text{g/cm}^2$ da quantidade de monômero residual superficial para as repetições em cada grupo

Amostra $\mu\text{g/cm}^2$	Grupo						
	Lt	Vc	Ac	Vw	Qc	Vf1	Vf2
I	30,1	15,03	14,19	64,12	700,41	1707,5	55,1
II	15,5	16,47	14,78	68,51	717,13	1423,3	56,76
III	14,17	19,9	23,12	61,26	723,82	1635,8	52,2
IV	17,56	24,11	17	61,01	776,59	1564,2	59,73
V	16,29	16,18	18,05	57,36	974,8	1598,2	50,71
média	18,724	18,338	17,428	62,452	778,55	1585,8	54,9